

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE MEDICINA
Departamento de Cirugía



TESIS DOCTORAL

**Estudio de la asimetría rotuliana como marcador de riesgo del dolor
femoro-patelar. Análisis de elementos finitos de la sentadilla**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Juan Arnal Burró

Directores

Javier Vaquero Martín
Francisco Forriol Campos
Rubén Pérez Mañanes

Madrid, 2018

Universidad Complutense de Madrid

Facultad de Medicina

**Programa de Doctorado en
Investigación Médico-Quirúrgica**

Departamento de Cirugía



**ESTUDIO DE LA ASIMETRÍA ROTULIANA COMO MARCADOR
DE RIESGO DEL DOLOR FEMORO-PATELAR
ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS DE LA SENTADILLA**

TESIS DOCTORAL

Juan Arnal Burró

Dirigida por:

**Prof. Javier Vaquero Martín
Prof. Francisco Forriol Campos
Dr. Rubén Pérez Mañanes**

Madrid, 2017

ISBN: 978-84-697-3081-2

A mis padres, Manuel y Pilar

A ti, Cris

AGRADECIMIENTOS

A los doctores D. Javier Vaquero Martín , D. Francisco Forriol Campos y D. Rubén Pérez Mañanes, cuya dirección y asesoramiento ha permitido la culminación de esta Tesis.

A mis compañeros del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General Universitario Gregorio Marañón, por su amistad y los buenos momentos vividos, y en especial a los doctores Manuel Cuervas-Mons y Pablo Sanz por sus valiosos consejos.

Al Departamento de Mecánica Computacional de la Universidad Politécnica de Madrid, y en especial al Profesor y Doctor Juan Carlos García Orden por su altruismo y dedicación.

A los colaboradores anónimos, a los que tantas veces he pedido consejo a través de los foros especializados y me han ayudado a lo largo de estos tres años desde Bélgica, Islandia e Israel con las múltiples dificultades técnicas que han surgido.

A mis padres por educarme en la perseverancia y en el esfuerzo, valores que junto con la moral hacia el prójimo me han ayudado en muchos momentos de mi vida dentro y fuera del trabajo.

Por último y de manera muy especial a Cris. Sin su apoyo incondicional, su ánimo y su sonrisa no hubiera sido posible la finalización de este trabajo.

***La gota horada la piedra, no por su
fuerza, sino por su constancia***

Ovidio (43 a.C.-17 d.C.)

Abreviaturas utilizadas

- **FP**: Femoro-patelar
- **AEF**: Análisis de Elementos Finitos
- **TAC**: Tomografía Axial Computarizada
- **VMO**: Vasto Medial oblicuo
- **RF**: Recto Femoral
- **VIM**: Vasto Intermedio
- **VL**: Vasto Lateral
- **LFPM**: Ligamento Femoro-Patelar Medial
- **ρ_{app}** : Densidad Aparente
- **VC**: Vasto Crural
- **FRFP**: Fuerza de Reacción Femoro-Patelar
- **EMG**: Electromiograma
- **FCFP**: Fuerza de Compresión Femoro-Patelar
- **PFP**: Presión Femoro-Patelar
- **LCA**: Ligamento Cruzado Anterior
- **RMN**: Resonancia Magnética Nuclear
- **MDTC**: Tomografía Computarizada Multi-deetectores
- **TCQ**: Tomografía Computarizada Cuantitativa
- **3D**: 3 Dimensiones
- **COT**: Cirugía Ortopédica y Traumatología
- **Mpa**: Megapascuales
- **HU**: Unidades Hounsfield
- **AR**: Relación de Aspecto
- **v**: Coeficiente de Poisson
- **E**: Módulo de Elasticidad de Young
- **N**: Newton

ÍNDICE

Resumen (pág. 11-22)

1) Introducción (pág. 23- 98)

1.1) Desarrollo de la rótula en el ser humano y su anatomía (pág. 23-32)

1.1.1) Evolución y genética de la rótula (pág. 23-24)

1.1.2) Desarrollo de la rótula intra-útero (pág. 24-26)

1.1.3) Rótula al nacimiento (pág. 26)

1.1.4) Desarrollo postnatal de la rótula (pág. 27-28)

1.1.5) Anatomía de la rótula (pág. 28- 32)

1.1.5.1) Superficie posterior (articular)

1.1.5.2) Clasificación de Wiberg

1.1.5.3) Anatomía de partes blandas

1.1.5.3.1) Ligamento rotuliano

1.1.5.3.2) Ligamento femoro-patelar medial (LFPM)

1.1.5.3.3) Retináculo lateral

1.2) Biomecánica de la rótula (pág. 33-56)

1.2.1) Introducción (pág. 33- 34)

1.2.2) Funciones básicas de la rótula (pág. 34-37)

1.2.2.2) Absorción de energía

1.2.2.3) Funciones secundarias

1.2.3) Mecanismo extensor de la rodilla (pág. 37-38)

1.2.4) Fuerzas en la articulación femoro-patelar (pág. 38- 40)

1.2.5) Estudios matemáticos y experimentales (pág. 40-44)

1.2.6) Fuerza de reacción femoro-patelar (pág. 44-47)

1.2.7) Contacto femoro-patelar (pág. 47-52)

1.2.8) Presión femoro-patelar (pág. 52-56)

1.3) Análisis de elementos finitos (AEF) (pág. 57-98)

1.3.1) Introducción (pág. 57-58)

1.3.2) Breve historia del AEF (pág.58-59)

1.3.3) Conceptos/pasos básicos en un AEF (pág. 59- 67)

1.3.3.1) Pre-procesado

1.3.3.1.1) Idealización

1.3.3.1.2) Formación de la malla; Tipos de elementos

1.3.3.1.3) Materiales

1.3.3.2) Fase de Análisis

1.3.3.2.1) Las condiciones de contorno

1.3.3.2.2) Cargas

1.3.3.2.3) Solución del AEF

1.3.3.3) Fase de post-procesado

1.3.4) AEF en biomecánica (pág. 68-79)

1.3.4.1) Metodología del AEF en biomecánica

1.3.4.1.1) Elección de nuestra muestra

1.3.4.1.2) Modalidades de imagen

1.3.4.1.3) Técnicas de segmentación de imágenes

1.3.4.1.4) Creación de las mallas (discretización)

1.3.4.1.5) Material

1.3.4.1.6) Relaciones de mapeo de materiales

1.3.4.1.7) Datos funcionales: Fuerzas musculares y cargas

1.3.5) AEF publicados sobre la rótula (pág. 79-98)

2) Justificación del actual trabajo (pág. 99-101)

3) Hipótesis (pág. 103)

4) Objetivos (pág. 103-104)

5) Material y métodos (pág. 105- 159)

5.1) Desarrollo del Análisis de Elementos finitos (pág. 105- 106)

5.2) Fases del estudio (pág. 107-152)

5.2.1) Pre-procesamiento (pág. 107-130)

5.2.2) Análisis (pág. 131- 149)

5.2.3) Post-procesamiento (pág. 149-152)

5.3) Variables resultantes seleccionadas (pág. 152-159)

5.3.1) Valores máximos de presión y tensión

5.3.2) Área articular sometida a tensiones elevadas

6. Resultados (pág. 161-189)

6.1) Resultados de valores máximos de presión y tensión (pág. 161-171)

6.1.1) Valores máximos de presión a 90° en los tres tipos de rótulas

6.1.2) Valores máximos de tensión a 90° en los tres tipos de rótulas

6.1.3) Valores máximos de presión a 60° en los tres tipos de rótulas

6.1.4) Valores máximos de tensión a 60° en los tres tipos de rótulas

6.1.5) Valores máximos de presión a 30° en los tres tipos de rótulas

- 6.1.6) Valores máximos de tensión a 30° en los tres tipos de rótulas
- 6.2) Resultados de área articular sometida a tensión superior al percentil 85 (pág. 172-178)
 - 6.2.1) Área articular sometida a tensión superior al percentil 85 en la sentadilla a 90°
 - 6.2.2) Área articular sometida a tensión superior al percentil 85 en la sentadilla a 60°
 - 6.2.3) Área articular sometida a tensión superior al percentil 85 en la sentadilla a 30°
- 6.3) Análisis estadístico de los resultados (pág. 178-188)
 - 6.3.1) Contraste de hipótesis para los valores pico (máximos)
 - 6.3.1.1) Contraste de hipótesis para los valores máximos a 90°
 - 6.3.1.2) Contraste de hipótesis para los valores pico a 60°
 - 6.3.1.3) Contraste de hipótesis para los valores pico a 30°
 - 6.3.2) Contraste de hipótesis para las áreas sometidas a tensiones elevadas
- 6.4) Síntesis de los resultados (pág. 188-189)

7) Discusión (pág. 191-233)

- 7.1) Consideraciones del doctorando (pág. 191-193)
- 7.2) Discusión conceptual (pág. 193-199)
- 7.3) Discusión metodológica (pág. 199-222)
 - 7.3.1) Elección del AEF como método de estudio
 - 7.3.2) Justificación de la elección de los ejemplares y los protocolos de imagen
 - 7.3.3) Justificación del sistema de clasificación de las rótulas
 - 7.3.4) Justificación del post-procesado, discretización de la malla y propiedades materiales
 - 7.3.5) Justificación del modelo de ligamentos y aparato extensor utilizado
 - 7.3.6) Justificación de la simulación del contacto femoro-patelar empleado
 - 7.3.7) Justificación de la elección de la sentadillas como ejercicio a simular y fuerzas utilizadas
- 7.4) Análisis de los resultados (pág. 222-230)
 - 7.4.1) Análisis de los resultados máximos
 - 7.4.2) Análisis de los resultados de áreas sometidas a tensiones elevadas
- 7.5) Aplicación clínica (pág. 230-232)
- 7.6) Limitaciones del actual estudio (pág. 232-233)

8) Conclusiones (pág. 235-236)

- 8.1) Vías de difusión (pág. 236)

9) Referencias bibliográficas (pág. 237-252)

RESUMEN

Introducción

El dolor de origen femoro-patelar (FP) es una de las causas mas frecuentes de dolor en la rodilla, predomina en mujeres adolescentes y adultos jóvenes, aunque globalmente es una de las patologías de mayor prevalencia en las consultas de cirugía ortopédica en todos los rangos etarios. Este dolor tiene su mecanismo fisiopatológico en el aumento de la presión y tensión (estrés) experimentados por la rótula. Existe además una asociación entre el dolor anterior de rodilla (dolor FP) y la artrosis femoro-patelar, siendo el mecanismo que cataliza esta transición de fuerzas elevadas. Estudiar estas fuerzas elevadas que soporta la rótula implica adentrarse en el campo de la biomecánica.

La biomecánica de la rodilla ha sido objeto de gran interés tanto para investigadores, como para la industria de los implantes en traumatología a partir de la segunda mitad del siglo XX. Los estudios biomecánicos se desarrollaron a lo largo de este siglo en dos grandes ramas; por un lado los estudios matemáticos, que a partir de la medición de variables (habitualmente en voluntarios) realizan una resolución de un problema, y por otro los experimentales, que buscan una medición directa de las variables habitualmente en cadáveres. Cada uno de ellos va a tener unas ventajas, como en el caso de los matemáticos poder estudiar actividades de la vida diaria, mientras que en los experimentales se obtiene una medición precisa y anatómica de las variables de interés. Igualmente, todos los estudios van a tener algún tipo de limitación, en ocasiones fruto de las limitaciones técnicas y en otras de las limitaciones éticas. Los **estudios matemáticos** permiten el cálculo de la fuerzas globales que experimenta la rótula en el sentido postero-anterior sin ser capaces de representar la distribución de esta fuerza con en forma de presión articular. Los **estudios experimentales** por su parte van a permitir bajo las premisas que el investigador aplique obtener mediciones directas de presión de manera precisa con un mapa anatómico. Serán precisamente esas premisas y la medición directa lo que limiten su utilización, al tener una aplicación muy limitada en el individuo vivo y en las actividades de la vida cotidiana.

Para superar estas limitaciones, los métodos computacionales dieron el salto desde la ingeniería a la biomecánica al final del siglo XX. Actualmente, los métodos computacionales son la herramienta mas difundida para el estudio en biomecánica, como demuestra que sea la herramienta que utiliza la industria del diseño de implantes en traumatología, la cual que mueve una de las inversiones mas amplias de recursos de los sistemas sanitario en los países occidentales . Dentro de estas técnicas de computación el análisis de elementos finitos (AEF) es la que ha resultado mas efectiva, tanto es así que se ha impuesto a día de hoy como el patrón oro en biomecánica del aparato locomotor. Este método nos va a permitir fusionar las ventajas de los dos métodos clásicos en biomecánica; las condiciones de realidad de fuerzas de los estudios

matemáticos y la precisión en la medición de las variables de los estudios experimentales. En contrapartida se trata de un método de alta complejidad en el que habrá que cuidar cada uno de los pasos de su metodología, ya que el rigor en los mismos es proporcional a la precisión en los resultados obtenidos.

El trabajo actual se va a valer de esta reciente tecnología para estudiar el dolor FP a través de la medición de las fuerzas sobre la rótula. Concretamente tiene como objeto de estudio por un lado la forma anatómica de la rótula y por otro las fuerzas que se experimentan en su cara articular.

La característica anatómica de interés va a ser la cara posterior de la rótula, al ser la región de la rótula con más variación entre individuos, y el lugar donde se desarrollan las funciones biomecánicas mas importantes. A lo largo de la introducción se expone una síntesis de la biomecánica de la rótula obtenida por distintos tipos de estudios, así como una visión general de la metodología para realizar un análisis de elementos finitos, al igual que una revisión sistemática de los AEF sobre la rótula de mayor difusión.

Justificación

Esta aceptado que el mediador del dolor FP es el aumento de presión experimentado por las mecano-receptores de la rótula, independientemente del factor anatómico y funcional, implicado en este aumento. Se han estudiado distintos factores anatómicos y biomecánicos que llevan a este aumento de presión, si bien, no se ha estudiado la correlación entre la anatomía rotuliana y el dolor FP, tal y como se afirma en una de las reuniones mas recientes del Grupo Internacional Sobre el Estudio del Dolor Femoro-patelar (*International Patellofemoral Pain Research*).

Contraste de Hipótesis

El **tipo de rótula** según la anatomía de su cara posterior actúa como variable independiente y la **presión/tensión** resultante tras el AEF como variables dependientes, estudiando la relación entre ambas durante la realización del ejercicio de sentadilla. El contraste de hipótesis entre ambas variables fue el siguiente:

- Hipótesis nula (H₀); no hay diferencias entre el tipo anatómico de rótula y las presiones/tensiones que las rótulas experimentan.
- Hipótesis alternativa (H_a); la existencia de un tipo de rótula concreta es una marcador de riesgo independiente para el aumento de presión/tensión en la articulación femoro-patelar.

Objetivos

Entre los objetivos del trabajo se encuentran el realizar una clasificación reproducible de la rótula que a diferencia de la mas extendida hoy en día (Clasificación de Wiberg), cumpla los principales requisitos de una clasificación en cirugía ortopédica (reproducibilidad, concordancia y pronóstico). Puesto que se utilizó un AEF, el actual trabajo incorpora objetivos intermedios como lograr una representación virtual de las rótulas en una malla de elementos finitos, aplicar unas propiedades materiales reales para representar el comportamiento anisotrópico de cada ejemplar de rótula o introducir estructuras ligamentosas y fuerzas de manera precisa y real durante la simulación de los ejercicios.

Material y métodos

Metodológicamente se trata de un estudio analítico experimental dónde se correlaciona la anatomía rotuliana (según el tamaño relativo de las dos facetas posteriores) con la magnitud de fuerzas que la rótula soporta. El método utilizado en el actual trabajo es una simulación computacional, concretamente un AEF. El ejercicio que se simuló es la realización de tres sentadillas distintas; a 30°, 60° y 90° de flexión de rodilla. Se decidió simular las sentadillas, al ser este tipo de ejercicios al igual que la posición de cuclillas o el desplazamiento por escaleras dónde las fuerzas a nivel de la rótula son mayores y por tanto el dolor se intensifica.

En la simulación de las sentadillas todas las rótulas van a ser sometidas a las mismas variables de entrada introducidas en el AEF excepto el tipo de rótula (variable independiente), las cuales se clasificaron en tres grupos mediante una sistemática reproducible y objetivable (rótulas tipo I, tipo II y tipo III). Al controlar el resto de variables introducidas, se “normalizan” las variables potenciales o demostradas que conducen al dolor, pudiendo estudiar de manera independiente el tipo de rótula. Así pues, a excepción de las diferencias anatómicas entre los 20 ejemplares de rótulas seleccionados, el resto de la metodología utilizada fue exactamente igual para cada uno de los 3 ejercicios a realizar; la sentadilla a 90°, la sentadilla a 60° y la sentadilla a 30°; por lo que en total se llevaron a cabo 60 simulaciones.

Las variables “normalizadas” introducidas en las simulaciones se obtuvieron de manera combinada de estudios previos publicados en unos casos y de una fase experimental específica con metodología validada en otros;

- Muestras anatómicas de rótula como objeto de estudio.
- Voluntario para la estimación de las fuerzas durante la realización de las sentadillas
- Protocolos de tomografía axial computarizada (TAC) helicoidal experimental como pruebas de imagen.
- Representación de los ligamentos como elementos monoaxiales con propiedades mecánicas obtenidas de la bibliografía, utilizando la disección anatómica para recrear su inserción.

- Representación del aparato extensor como 3 vectores; vasto medial oblicuo: recto femoral/ vasto intermedio/vasto lateral (VMO:RF/VIM:VL) con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5 obtenido de estudios previos.
- El contacto se aplicó sobre la rótula directamente a partir de los datos de estudios previos sin utilizar el fémur del cadáver.
- El ejercicio que se analizó fueron 3 sentadillas mediante un análisis cuasi-estático con fuerzas estimadas de un voluntario durante la realización de los ejercicios en radiografías laterales en vivo.

Tras resolver las simulaciones en el software de AEF Abaqus, las tensiones y presiones resultantes se sometieron de manera comparativa a un análisis estadístico. Las variables de interés que se seleccionaron son aquellas que se correlacionan con el dolor anterior de rodilla. Entre estas se obtuvieron como variables de interés (variables dependientes) unas que representasen los valores picos (máximos) y otros que representasen el área de la rótula sometida a los percentiles de mayor fuerza, es decir, las superficie posterior de cada rótula sometida a los umbrales mas elevados de tensión o estrés.

Resultados y conclusiones

- Los resultados del presente trabajo demuestran una diferencia estadísticamente significativa en las fuerzas causantes del dolor anterior de rodilla en función del tipo de rótula.
- Si bien esta claro que el aumento de estas fuerzas son la causa del dolor, podemos utilizar dos puntos de partida de cara a como se comportan las fuerzas. Los dos enfoques utilizados responden a entender este dolor como un aumento de la presión/stress localizado en un grupo muy reducido de mecano-receptores en un caso, o a un aumento del stress en una agrupación mayor de receptores, es decir en un área. En la discusión se desarrolla la evidencia sobre cada uno de estos mecanismos.
- En ambos casos debemos rechazar la hipótesis nula de nuestro contraste de hipótesis y por tanto aceptar la hipótesis alternativa.

- Hipótesis alternativa (Ha); la existencia de un tipo de rótula concreta es un marcador de riesgo independiente para el aumento de presión/tensión en la articulación femoro-patelar.

Puesto que en este contraste se ha aislado el tipo de rótula frente a todos los demás factores de riesgo (demostrados o no) del dolor anterior de rodilla al haber “colocado” cada rótula virtualmente en un individuo sin deformidades ni trastornos funcionales del aparato extensor podemos sintetizar los resultados de la siguiente forma:

- *Asumiendo la causa del dolor anterior de rodilla como un aumento de la presión y la tensión que afecta a un punto localizado, la existencia de una rótula tipo III es un factor de riesgo independiente para sufrir este dolor. En los ejercicios donde existen fuerzas mayores, como los que se realizan en flexión avanzada, las rótulas tipo I actúan como factores de protección frente a los demás tipo.*

- *Asumiendo la causa del dolor anterior de rodilla como un aumento generalizado del stress que afecta a la cara articular de la rótula, la variante anatómica de rótula tipo I es la menos propensa a sufrir este dolor mientras que la tipo III es la que tiene un mayor riesgo de padecerlo.*

Discusión

El actual trabajo tiene como objeto de estudio el dolor FP, una de las patologías mas incidentes en el aparato locomotor (estimada en 33 cada 1000 personas año) y con una gran repercusión funcional. Si bien se han realizado múltiples estudios sobre factores causales de este dolor, hasta ahora no se había estudiado la posible relación causal entre la anatomía de la rótula y el dolor. Este es el primer trabajo en concluir que la anatomía de la rótula actúa como marcador de riesgo para el dolor de manera independiente, es decir, anulando el resto de factores de riesgo potenciales.

Si bien el dolor es una entidad compleja y difícilmente objetivable el actual trabajo se vale para su medición de la monitorización de la causa fisiopatológica (la presión articular en la rótula) durante la realización de una actividad habitual, la sentadilla. Persiguiendo este objetivo se decidió realizar un estudio que, en lugar de evaluar las consecuencias de la presión a nivel de la rótula, tuviese un carácter prospectivo (poder introducir variables de manera anterógrada) para estudiar las fuerzas resultantes implicaba en lugar de utilizar un estudio matemático o experimental clásico. El método empleado, el análisis de elementos finitos, se ha impuesto hoy en día como el patrón oro en biomecánica al incorporar ventajas de todos los estudios biomecánicos previos;

- Permite simular actividades de la vida real, concretamente la actividad de interés con la patología relacionada en el estudio.

- Permite una medición directa y precisa de las variables dependientes que se asocian con dicha patología, ya sea la fracture, el estrés en los tejidos o el desplazamiento.

A lo largo del trabajo se va a mostrar de manera transparente el método utilizado durante las fases del AEF, el cual reúne la metodología de los AEF mas actuales publicado sobre la rótula en las revistas de mayor índice de impacto de la rodilla.

Con el objeto de no introducir sesgos en la simulaciones de las sentadillas, se pretendió aislar la anatomía de la rótula como único factor a comparar. Para lo cual el resto de factores anatómicos, funcionales y materiales utilizados se hicieron exactamente igual entre todos los ejercicios. Ello incluye normalizar el ángulo Q en los vectores del cuádriceps (línea de acción del aparato extensor), ajustar la longitud de los ligamentos e introducir las características antropomórficas y funcionales de un individuo no afecto de este dolor. Para clasificar las rótulas según la variable de estudio, la anatomía de su cara posterior, el actual trabajo se vale de una sistemática reproducible para agrupar las rótulas en tres tipos. La clasificación utilizada, a diferencia de la mas extendida actualmente (Clasificación de Wiberg), permite agrupar las rótulas en tres grupos según su anatomía, con una distribución epidemiológica similar. Además cumple con los criterios de una clasificación en cirugía ortopédica, es decir, es totalmente objetivable con lo que se elimina la variabilidad inter e intra observador. Al incorporar los resultados del actual trabajo al sistema de clasificación, esta se convierte además en una clasificación pronóstica ya que identifica un subgrupo de rótulas que actúan como marcador de riesgo para el dolor y otro que actúa como marcador de protección.

Así pues, este estudio concluye que la asimetría de la rótula es un factor biomecánico para el dolor FP. Si bien el estudio de factores biomecánicos tiene como principal objetivo profundizar en el conocimiento del complejo aparato locomotor, muchos de estos hallazgos pueden servir de base para la creación de nuevas medidas terapéuticas o preventivas al identificar un subgrupo de población de riesgo.

SUMMARY

Introduction

Patellofemoral (PF) pain is one of the most common causes of knee pain, although it affects predominantly young female patients, it is globally one of the most prevalent pathologies in orthopedic surgery consultations in all age groups. The pathophysiological mechanism of the pain is an increased pressure and stress distribution on the patellar surface. Furthermore, there is an association between anterior knee pain (PF pain) and PF osteoarthritis (OA), being the predisposing factor in the development of OA a continuous exposure of the patella to high forces. Studying the forces acting on the patella, involves entering into the field of biomechanics.

The biomechanics of the knee have been a matter of interest to researchers and to the implant industry in Orthopedics since the second half of the 20th century. Biomechanical studies were developed over this century into two major lines: On the one hand, the mathematical studies, which, solve a problem from the measurement of variables (usually in volunteers), and, on the other, the experimental ones, that register a direct measurement of a variables usually in cadavers. Each of them will have advantages, as in the case of mathematical studies being able to study activities of daily living, whereas in the experimental ones, a precise and anatomical measurement of the variables of interest are obtained.

Likewise, all studies will have some type of limitation, sometimes due to technical limitations and in others due to ethical implications. Mathematical studies allow the calculation of the global forces acting upon the patella in the postero-anterior direction, without being able to represent the distribution of the articular pressure. The experimental studies on the other hand will allow, under the premises that the researcher applies, a direct measure of the pressure, obtaining an anatomical map. These premises and the direct measurement are precisely the limitation of the application of these studies in volunteers and the introduction of real-life activity parameters.

To overcome these limitations, computational methods move beyond engineering to biomechanics at the end of the 20th century. Currently, computational methods, are the most widespread tool for the study of biomechanics. Nowadays, they are actually the tool used by the implant design industry in Orthopedics, which manages one of the most extensive investments of health system's resources in western countries. Within these computer techniques, Finite Element Analysis (FEA), is the one that has been most effective, having established itself today as the gold standard in biomechanics of the locomotor system. This method allow us to merge the advantages of the two classical methods; the real conditions of the mathematical studies and the accuracy in the measurement of the experimental studies .

The current work will use this latest technology to study PF pain through the measurement of the forces (stress and pressure) on the patella. The specific subjects of study are, on the one hand the anatomical shape of the patella and on the other the forces suffered by the patellar articular surface. The anatomical feature of interest in this study is the posterior surface shape of the patella, as it is the region of the patella with the most variation between individuals, and the place where the most important biomechanical functions are developed .

Throughout the introduction, a narrative synthesis of the biomechanics of the patella (obtained by different types of studies) is presented, as well as an overview of the methodology to perform a finite element analysis. Moreover, it includes a systematic review of the FEA on the Patella of greater diffusion.

Justification

It is accepted that the the increased pressure experienced by the mechanoreceptors of the patella is the leading cause of the FP pain, regardless of the anatomical or functional factor involved in this increase. Different anatomic and biomechanical factors have been studied related to this increase in pressure, although the correlation between patellar anatomy and FP pain has not been studied, as is stated in one of the most recent meetings of the International Patellofemoral Pain Research Group.

Hypothesis Testing

The type of patella according to the anatomy of its posterior surface acts as an independent variable and the resulting pressure / stress after the FEA as dependent variables, studying the relation between both during the performance of the squat exercise. The hypothesis testing between the two variables was as follows:

- Null hypothesis (Ho); There is no difference between the anatomical patellar type and the pressures/stresses acting on the patella.
- Alternative hypothesis (Ha); The presence of a specific type of patella is an independent risk marker for increased pressures/stresses in the patellofemoral joint

Objectives

The objectives of the study include performing a reproducible classification of the patella, which, unlike the most widely used today (Wiberg Classification), fulfills the main requirements of a classification in orthopedic surgery (reproducibility, concordance and prognosis). Since an FEA was used, the present work includes intermediate objectives such as achieving a virtual representation of the patellas in a finite element mesh, applying real material properties to represent the anisotropic behavior of each patellar specimen, or introducing ligament structures and accurate forces realistically during the simulation of the squat exercises.

Material and methods

From the methodology standpoint this work is an experimental analytical study where the patellar anatomy is correlated (according to the relative size of the two posterior facets) with the forces magnitude acting on the patella. The method used in the current work is a computer simulation, in particular, a FEA. The simulated exercise is the realization of three different squats; At 30°, 60° and 90° of knee flexion. It was decided to simulate the squats, since exercises like the squat or the displacement by stairs, involve postures where the forces across the patella are greater and therefore the pain intensifies.

In the simulation of the squats all the patellas were subjected to the same input variables introduced in the FEA except the type of patella (independent variable), which were classified into three groups by means of reproducible and objective systematics (Type I, Type II and Type III). By controlling the other variables introduced, "potential" or demonstrated factors that lead to PF pain were "normalized", consequently being able to study the type of patella independently.

Thus, with the exception of the anatomical differences between the 20 specimens selected, the rest of the methodology was exactly the same for each of the 3 exercises to be performed: The squat at 90°, the squat at 60° and the squat at 30°. Altogether 60 simulations were carried out. The "normalized" variables introduced in the simulations were obtained in a complementary and synergistic manner from previous studies and from a specific experimental phase (with validated methodology):

- Patellas samples as object of study.
- Volunteer for the estimation of the forces during the accomplishment of the squats
- Experimental Helical Axial Computed Tomography (HACT) protocols as imaging tests.
- Representation of ligaments as monoaxial elements with mechanical properties obtained from the literature, using anatomical dissection to recreate their insertion.
- Representation of the extensor apparatus (quadriceps) as 3 vectors; Vastus Medialis Obliquus: Rectus Femoris / Vastus Inter-medius / Vastus Lateralis (VMO: RF / VIM: VL) with the 2:3:2.5 force distribution ratio obtained from previous studies.

- The contact was applied to the patella directly from the data of previous studies without using the femur of the donor.
- The exercises that were analyzed were 3 squats by means of a quasi-static analysis with the forces estimated in lateral radiographs of a volunteer during the performance of the exercises. After solving the simulations in Abaqus FEA software, the resulting stresses and pressures were subjected to a statistical analysis. The variables of interest that were selected, were those that are correlated with anterior knee pain. Among these, variables of interest (dependent variables) were those that represented peak values and others that represented the area of the patella under the highest forces percentiles, that is, the posterior surface of each patella subjected to the higher stress thresholds.

Results and conclusions

- The results of the present study demonstrated a statistically significant difference in the forces causing anterior knee pain, subjected to the patella type.
- Although it is clear that the increase of these forces are the cause of the pain, we can use two starting points to determine how the forces behave. The two approaches used recognise this pain as an increase of localized pressure/stress in a very small group of mechano-receptors in one case, or an increase in stress in a larger pool of receptors, ie in one area. In the discussion the evidence on each of these mechanisms is developed.
- In both cases we must reject the null hypothesis of the hypothesis testing and therefore accept the alternative hypothesis.

- Alternative hypothesis (Ha); The existence of a specific type of patella is an independent risk marker for increased pressure/stress in the patellofemoral joint.

Since in this study, the type of patella has been isolated from all other risk factors of anterior knee pain (demonstrated or not) by having "virtually placed" each patella in an individual without deformities or functional disorders of the extensor apparatus, we can sum up the results as follows:

- Assuming the cause of anterior knee pain as an increase in pressure and stress affecting a localized point, the existence of a patella type III is an independent risk factor for suffering PF pain. In exercises where there are major forces, such as those performed in advanced flexion, the patella type I acts as a protection factor compared to other types.
- Assuming the cause of anterior knee pain as a generalized increase in stress that affects the articular surface of the patella, the patella type I, is the least prone to suffer this pain while type III is the one at greater risk.

Discussion

The present work aims to study the FP pain, one of the most prevalent pathologies in the locomotor system (estimated at 33 per 1000 people a year) and with a great functional impact. Although many studies have focused on causal factors of the pain, the possible causal link between patellar anatomy and PF pain has not been studied until now. This is the first work to conclude that the anatomy of the patella acts as a risk marker of PF pain, independently, that is, overriding the rest of potential risk factors.

Although pain is a complex entity, difficult to objectify, the present work is useful for measuring the pathophysiological cause (articular pressure in the patella) during the performance of a habitual activity, the squat. In pursuit of this objective, it was decided to carry out a study that, instead of evaluating the consequences of pressure at the patella, had a prospective character (being able to introduce variables in an anterograde manner) to study the resulting forces involved, instead of using a classical mathematical or experimental study. The method used, the FEA, has been imposed as the gold standard in biomechanics by incorporating advantages of all previous biomechanical studies;

- It allows to simulate real life activities, specifically the activity related to the purpose of the study (pathology).
- It allows a direct and accurate measurement of the dependent variables that are associated with this pathology, whether tissue stress, failure or displacement.

In order to avoid biases in the squat simulations, the anatomy of the patellar was isolated as the only biomechanical factor to be compared. For that, the rest of anatomical or functional factors as the materials used were introduced in exactly the same manner in all the exercises. This includes normalizing the Q angle in the quadriceps vectors (line of action of the extensor apparatus), adjusting the length of the ligaments and introducing the anthropomorphic and functional characteristics of a volunteer not affected by this pain.

To classify the patellas according to the study variable, the anatomy of its posterior surface, the current work used a reproducible methodology to cluster the patellas into three types. The classification used, unlike the most widespread at the moment (Wiberg classification), allows the patellas to be placed in three groups according to their anatomy, with a similar epidemiological distribution. It also meets the criteria of a classification in orthopedic surgery, that is, being totally objectifiable with what eliminates inter and intraobserver variability. By incorporating the results of the current work into the classification system, it also becomes a prognostic classification because it identifies a subgroup of patellas that act as a risk marker for PF pain and another that acts as a protection marker.

Thus, this study concludes that patellar asymmetry is a biomechanical factor for FP pain.

Although the study of biomechanical factors has as main objective to deepen the knowledge of

the complex locomotor system, many of these findings can serve as a basis for the creation of new therapeutic or preventive measures when identifying a subgroup of at-risk population.

1) INTRODUCCIÓN

1.1) Desarrollo de la rótula en el ser humano y su anatomía

“La rótula es compartida por muchas especies distintas, sin embargo la del ser humano será única al adaptarse a la bipedestación”

“La rótula carece de genética propia, su aparición en los individuos depende del movimiento de la rodilla para moldearse sobre el fémur”

“Al nacimiento será totalmente cartilaginosa y experimenta una maduración mas lenta que el resto de huesos de la rodilla”

“La cara posterior de la rótula es la que tiene una mayor especialización funcional poseyendo el cartílago mas grueso de la anatomía humana”

1.1.1) Evolución y genética de la rótula

La articulación de la rodilla, con sus características más básicas, aparece en la evolución hace aproximadamente 230 millones de años(61). La articulación aumentó progresivamente su complejidad y según el análisis de fósiles encontramos como parte de su anatomía a la rótula hace 70 millones de años, en mamíferos, aves y reptiles(28). Se trata para la mayor parte de autores de la aportación osteológica más tardía en aparecer en la marcha tetrapodal, ya que en los tetrápodos mas primitivos la musculatura extensora inserta directamente en la tibia(87). Con el aumento de la masa y actividad de las especies la función extensora se optimizó apareciendo la rótula, que confiere la ventaja mecánica de actuar de leva multiplicando la potencia extensora, al soportar altas fuerzas compresivas con la mínima fricción(20).

Con el desarrollo de la marcha bipodal la rótula tendrá que especializarse aumentando la complejidad de su función. Los simios presentan una rótula plana sin cresta vertical en su cara posterior asociada a una tróclea femoral totalmente simétrica, plana y mas ancha que en la especie humana(245). La razón biomecánica radica en que la diáfisis femoral es recta en los simios, no siendo necesarias estructuras de constricción laterales al carecer de oblicuidad el fémur. El proceso de caminar en bipedestación ha conllevado una modificación genética traducida en una oblicuidad femoral y un desarrollo asimétrico de la tróclea femoral lateral en el ser humano(99).

Respecto a la carga genética que determinará la forma de la rótula en el ser humano las teorías han evolucionado en los últimos años. Se postulan dos modelos opuestos:

1) El **primero**, denominado por algunos autores como el modelo intratendinoso sugiere que de manera similar a otros huesos sesamoideos la rótula es uno de los cartílagos intratendinosos que existen en tendones en la proximidad de las articulaciones, cuyo desarrollo dependerá de

estímulos mecánicos(110). Al nacimiento la rótula es cartilaginosa y se calcificará o no en función de la actividad del individuo. En el feto existen muchos mas núcleos cartilaginosos en los tendones que en los adultos, y estos podrán llegar a dar lugar o no a los mas de 50 huesos sesamoideos inconstantes que tiene el ser humano(42). La fabela por ejemplo que encontramos en el gastrocnemio lateral para protegerlo del cóndilo femoral posterior aparece en aproximadamente el 25% de los seres humanos(203).

2) El **segundo** modelo postula que la rótula al igual que el resto de huesos sesamoideos, son prominencias óseas (apófisis), que actuarían en un principio a modo de módulos unidos a la estructura general del hueso donde insertan los tendones que transmiten la fuerza(26). En el caso de la rótula, esta formaría parte en un principio del fémur. Ambos modelos reconocen la importancia de la carga mecánica en la formación de la rótula.

Un reciente estudio molecular ha demostrado que la rótula surge del fémur, en concreto de una población celular distinta que expresa los genes Sox-9 y Scx(72). Ambos genes, condro-génico y teno-específico respectivamente, se han demostrado constantes entre el tejido interpuesto entre el fémur distal y la incipiente rótula del embrión. Por lo tanto el mecanismo es el mismo que en la formación de una prominencia ósea. La genética es entonces la base de la iniciación de la rótula. Sin embargo no se producirá la separación de la rótula del fémur sin la formación de la interlínea articular. La formación de la interlínea es dependiente de la contracción muscular tal y como se demostró con controles en el mismo estudio y en trabajos previos(1, 72). La contracción muscular y el movimiento son así imprescindibles para que se produzca la cavitación que dará lugar a la rótula como hueso independiente del fémur distal.

La tróclea femoral tiene su forma determinada genéticamente, y es independiente de la motricidad(94), mientras que la rótula si bien tiene su origen en las células distales anteriores del fémur, requiere de la carga mecánica para la fase de separación. Posterior a esta diferenciación se aprecian cambios en la morfología de los condrocitos y de la matriz que los rodea que van a cambiar en función de las condiciones mecánicas; movimiento y forma de tróclea subyacente. En ausencia de actividad muscular que genere movimiento los condrocitos detienen su diferenciación y se interrumpe la formación de la articulación FP. (138).

1.1.2) Desarrollo de la rótula intra-útero

De cara al actual trabajo el interés por la formación de la rótula lo situamos a las 9 semanas de gestación, es decir, ya en la fase fetal. En este punto la región de la futura rótula comienza a condrificarse, formando una masa de cartílago hialino que interrumpirá la continua banda fibrosa del aparato extensor excepto en su zona mas anterior (98). Paralelamente al proceso de condricación van a suceder dos hechos interrelacionados: el feto comienza a realizar movimientos de flexión de rodilla que van a inducir la formación de la cavitación entre rótula y fémur para crear la futura cápsula articular.(259).

Para que la rótula se independice del fémur, el tejido que formará parte de la articulación FP ha creado una interzona homogénea de células alargadas, llamadas células de superficie, visible hacia la octava semana. Esta interzona se cavita con la migración distal de la rótula entre la octava y novena semana(72, 175). En la novena semana la cavitación entre la rótula y el fémur es completamente evidente, mientras que en a la articulación femoro-tibial (siempre en un estado evolutivo mas avanzado) ya ha comenzado la organización del cartílago articular a partir de las bandas mesenquimales. La flexión de las rodillas además de inducir la cavitación, contribuye al descenso de la rótula, encajándola en la tróclea femoral(101, 152).

Como se ha visto en estudios animales, con mutantes sin capacidad contráctil, para que se produzcan estos los fenómenos de condro-génesis de la rótula y cavitación articular es necesaria la flexión de la rodilla(72, 213). En los embriones sin contracción muscular, la rótula permanecerá en la fase blástica y detendrá su formación. La iniciación de la rótula depende de la expresión de genes en el fémur distal pero necesita de un mecanismo de mecano-transducción para migrar distalmente a la posición en la que se esculpirá sobre el molde que representan los cóndilos femorales, los cuales sí están determinados genéticamente(99). Este proceso plástico es comparable al que experimentan otros huesos sesamoideos, al ser un hueso tallado de manera secundaria sobre una superficie prediseñada a la vez que las células se diferencian hacia células de estirpe condral(72, 283). Otro fenómeno secundario que ha ocurrido a partir de la 8ª-9ª semana es la rotación interna de la tibia y externa del fémur lo que se traduce, dada la inclinación oblicua externa del aparato extensor, en una férrea oposición de la rótula contra el fémur para que esta pueda “esculpirse” sobre el mismo(106).

El proceso de condricificación patelar se propagará hasta que en la 14ª semana encontramos una rótula totalmente cartilaginosa. En este punto ambas facetas articulares, medial y lateral son aún de igual tamaño en la gran mayoría de los fetos(84).

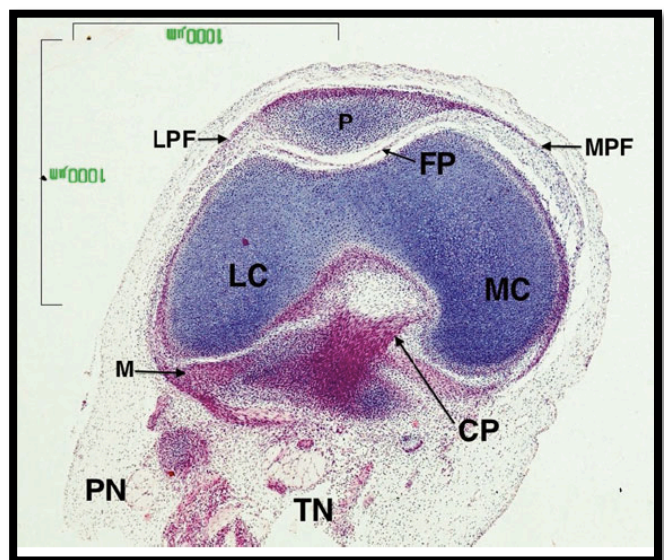


Fig. 1; Rodilla de un feto de 8 semanas. La interlínea articular es claramente visible. La congruencia FP es completa.(101)

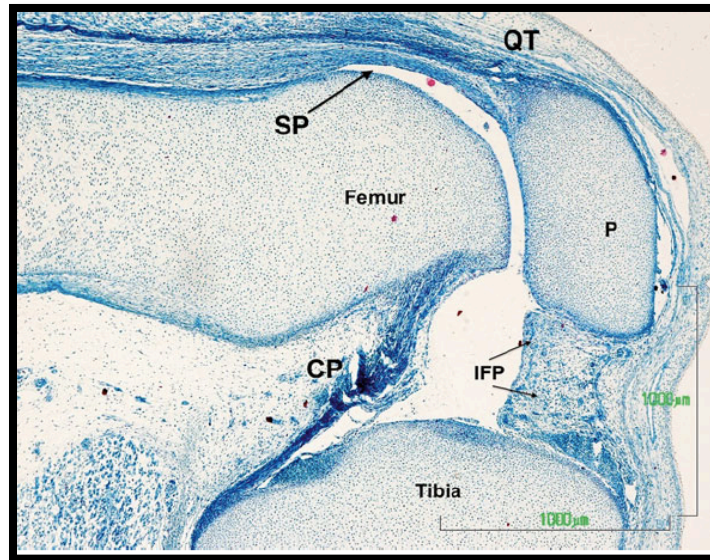


Fig. 2; Rodilla de un feto de 10 semanas. Se aprecia el aparato extensor ya formado y la articulación FP completa(101).

1.1.3) Rótula al nacimiento

A partir del cuarto mes de vida intrauterina, casi todos los huesos tendrán ya la forma de los huesos en un neonato a término. Sin embargo la rótula estará en un estado mas precoz, con un tamaño relativamente menor que el resto de huesos y con una forma de su cara posterior inmadura(152, 259). Entre el cuarto y el sexto mes los movimientos intrauterinos del feto seguirán provocando cambios morfológicos en la rótula, la cual se desplazará por la superficie anterior del fémur con la flexo-extensión de la rodilla. En la semana 23 de vida intrauterina ya se habrá establecido la predominancia facetaria lateral característica de la rótula adulta, y con distinta proporción en cada individuo(85, 94). Esta predominancia lateral, no es otra que el reflejo de un surco femoral asimétrico. Este surco esta asociado a la oblicuidad del fémur y el valgo fisiológico, las cuales son una característica esencial de la marcha bipodal del ser humano, que han sido asimiladas genéticamente según la mayor parte de autores(99, 244). Sin este hito del desarrollo el aparato extensor estaría mucho mas expuesto a los problemas derivados de un mal alineamiento del aparato extensor, que causan entre otras inestabilidad rotuliana recurrente(94).

Durante el 4º y 6º mes la rótula habrá establecido además un crecimiento proporcionalmente mayor que el resto de huesos del miembro hasta que a partir del séptimo mes tendrá un crecimiento proporcional que se mantendrá hasta el nacimiento(152). Con ello la rótula recupera esa formación mas tardía respecto al resto de huesos del miembro.

Así pues en un recién nacido a término, observamos una rótula totalmente cartilaginosa, con una predominancia de la faceta lateral y con un tamaño relativo al fémur y la tibia similar al que encontraremos en la edad adulta.

1.1.4) Desarrollo postnatal de la rótula

El estudio de la rótula tras el nacimiento se ve dificultado por la apariencia relativamente retardada de su osificación, lo que hace que no sea visible en radiología simple, de ahí el bajo número de estudios que estudian el desarrollo postnatal de la rótula(148). Durante los primeros 3-4 años será una masa de cartílago en crecimiento que comenzará a calcificarse (ver Fig.3).

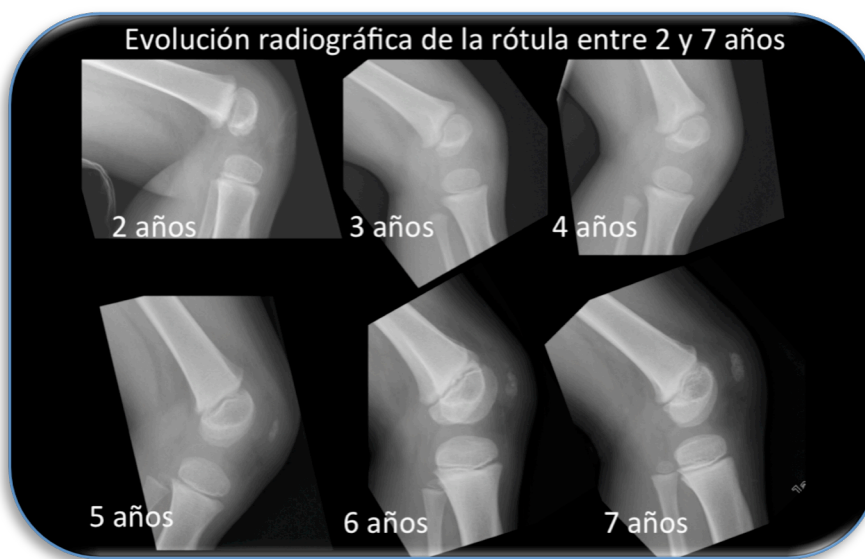


Fig. 3; Radiografías sagitales seriadas de niños asintomáticos de Madrid entre los 2 y los 7 años. Hasta los 4-5 años la rótula no es visible.

Entre los 9 y los 10 años, en la cara posterior se formará la placa subcondral que seguirá la forma de la cara posterior cartilaginosa (192). Las trabéculas que antes se formarán siguen una respuesta a demandas biomecánicas, ya que las primeras en formarse serán las que tienen que soportar las fuerzas de compresión contra el fémur en comparación con las longitudinales en la cara anterior(192). La gran congruencia entre la forma posterior de la rótula y anterior del fémur para los distintos grados de flexión así como la anatomía ósea de la rótula de cada individuo se ha demostrado que no depende del sexo ni de la edad madurativa entre los 6 y los 22 años(148). Al comienzo de los 11 años, encontramos osificados los dos tercios de la rótula sometidos a mayores fuerzas y un tercio del volumen total aún sin osificarse. Entre estas últimas zonas por osificarse permanecen el ángulo supero-lateral y supero-medial, los cuales aún tienen un aspecto radiológico irregular y se separan del núcleo principal por cartílago(193, 264). Durante la adolescencia estos núcleos se unirán al núcleo principal en la mayor parte de los individuos, quedando en alrededor de un 4% un defecto de fusión ósea(264). La zona que más frecuente se afecta es el ángulo supero-lateral, lo que se conocerá como rótula bipartita (193).

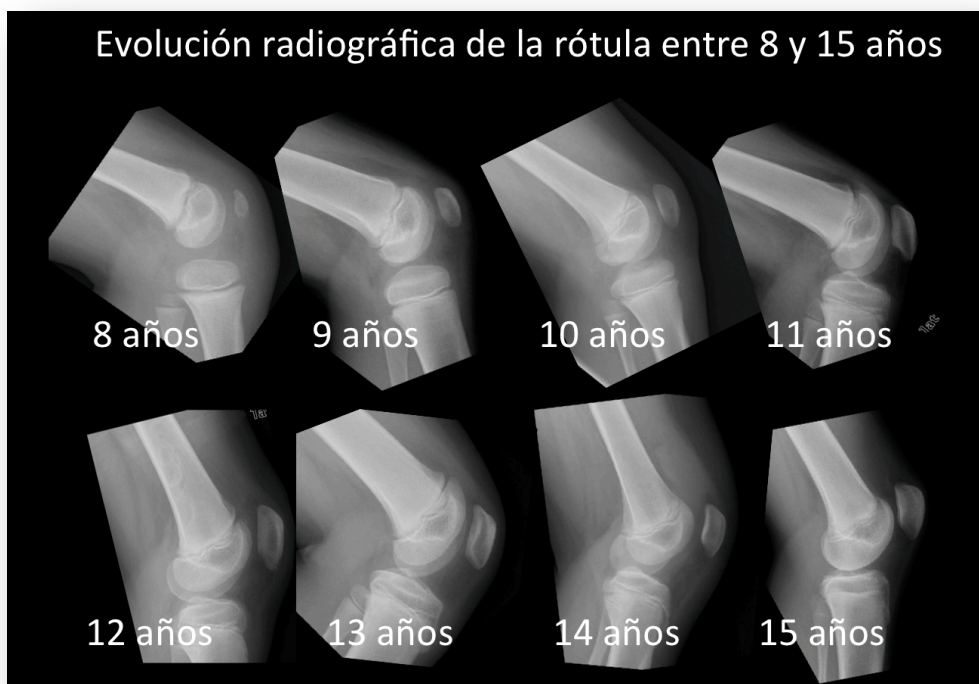


Fig. 4; Radiografías sagitales seriadas de niños asintomáticos de Madrid entre los 8 y los 15 años.

1.1.5) Anatomía de la rótula

La rótula es dentro de los llamados “huesos sesamoideos”, el más grande del cuerpo humano, formando parte de la articulación femoro-patelar, en la cual articula con la tróclea femoral. Esta es una compleja articulación desde el punto de vista funcional con requerimientos biomecánicos complejos como veremos en la siguiente sección (246).

Tiene forma de hueso triangular plano ligeramente ovoideo con un diámetro trasversal mayor que el longitudinal y una punta redondeada inferior. Se encuentra localizada profunda a la fascia del recto anterior, que se insertará en su base y a lo largo de toda su cara anterior. La vascularización de la rótula depende principalmente de esta cara anterior y a diferencia de otros es un hueso con un rico aporte vascular, por lo que es infrecuente que se produzcan devascularizaciones de la rótula, incluso tras intervenciones quirúrgicas(225). La vascularización penetra por el tercio medio, el cual esta salpicado de orificios vasculares, cruzado por las estrías verticales que atraviesan toda la superficie (pertenecientes al recto anterior). Estas fibras se continúan en el tercio

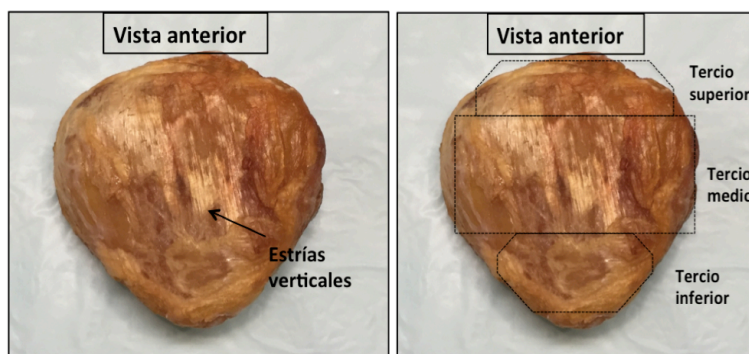


Fig. 5; Visión anterior de la rótula

inferior con el ligamento rotuliano, siendo este tercio el que soporta una mayor fuerza de tracción vertical(94).

La parte proximal es una superficie plana conocida como la base y la parte antero-distal puntiaguda es conocida como ápex. El margen proximal de la rótula forma un triángulo con su ápex en dirección posterior. La superficie es irregular y recibe la inserción del tendón del cuádriceps con el recto anterior anteriormente, los vastos medial y lateral en la zona central y el vasto intermedio en la zona posterior(82). El polo distal de la rótula tiene forma redondeada y recibe la inserción del ligamento rotuliano. Todas estas áreas tienen una morfología bastante constante entre individuos.

La cara posterior por su parte será el área de mayor interés desde el punto de vista clínico, en ella se encuentra el cartílago con mayor grosor de la anatomía humana y a diferencia de las otras variará entre los distintos individuos en cuanto a sus peculiaridades anatómicas(246). Es precisamente la forma de esta cara posterior el objeto de estudio de este trabajo.

1.1.5.1) Superficie posterior (articular)

La faceta posterior o articular, está cubierta por una capa de cartílago hialino altamente especializada que representa el cartílago articular de más grosor del cuerpo humano pudiendo alcanzar los 6,5 mm de espesor, el cual se adelgaza con el envejecimiento(173). Tiene una composición similar al de otras partes del cuerpo; proteoglicanos, agua y colágeno en su mayor parte y aporta una superficie lubricada y suave para la flexo-extensión de la rodilla. Sin embargo, este cartílago rotuliano es más permeable y más flexible que en otras localizaciones (cuenta con un mayor módulo total de compresión; una combinación del módulo de Young y el índice de Poisson) que otros cartílagos, incluso que el de la superficie de contacto en la troclea(89). Esto puede, en parte, explicar la mayor prevalencia de lesiones del cartílago rotuliano en comparación con otras localizaciones(107).

Este cartílago reproduce la forma general de la cara anterior del fémur, y aporta un grosor relativo mayor en la carilla articular externa así como en la zona de la cresta (235). La morfología relativa de estas facetas varían entre individuos tanto en tamaño como en orientación, tanto es así, que esta variante se ha definido como la huella digital de la rodilla(235). Otra característica única de la articulación patelo-femoral es que si bien el cartílago sigue con exactitud la forma anterior del fémur, este no sigue el contorno del hueso rotuliano subyacente(235). Por lo tanto, un pequeño desplazamiento medio-lateral visto en una radiografía no es automáticamente signo de mala congruencia articular. La proyección de Merchant no será pues una prueba indicada para la valoración de la congruencia articular, y habrá que utilizar pruebas como la RMN o la TAC(235, 246). Esta congruencia del cartílago entre la rótula y la tróclea milimétrica en el plano axial no la encontraremos en el plano sagital(47). Este hecho es totalmente esperable ya que la rótula se esculpe sobre el fémur para

cada grado de flexión, pero no toda la rótula esta en contacto en cada uno de estos grados sino que este contacto se desplaza.

Este cartílago no cubre toda la carilla posterior rotuliana; el 25% inferior representa la parte no articular de la cara posterior. Esta localización será punto de entrada de vasos, que saltarán desde la almohadilla grasa de Hoffa(209). En el 75% de espesor superior distinguiremos 7 facetas articulares recubiertas de cartílago. Serán 3 mediales y 3 laterales separadas por la cresta media vertical. La séptima es la faceta impar o accesoria; asimétrica de localización medial. Esta faceta asimétrica conocida como *odd facet*, se localiza en la frontera medial y sólo entrará en contacto con el cóndilo femoral en la flexión avanzada, a partir de los 90°-100° (94) . En cada una de las carillas posteriores principales, separadas por la cresta medial, veremos dos crestas transversas, que nos separan 3 facetas de tamaño aproximadamente igual (Fig. 7).

Estos 6 pares de facetas irán entrando en contacto con el fémur en distintos grados de flexión genicular, de abajo a arriba con el movimiento flexor (131, 140, 158, 218).

La diferencia de tamaño y forma en las facetas medial y lateral, serán en las que se basen las principales clasificaciones morfológicas rotulianas, principalmente la de Wiberg de 1941(39), lo que pone de manifiesto la importancia de esta faceta rotuliana lateral frente al resto.

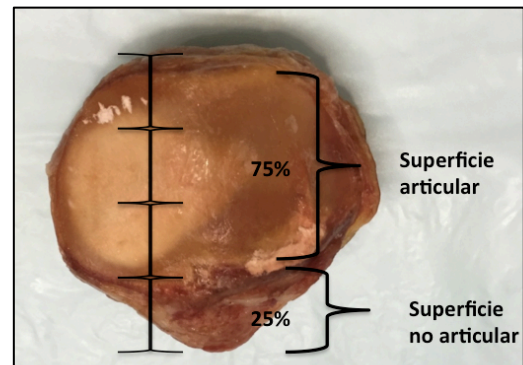


Fig. 6: Proporción de cartílago articular en cara posterior de la rótula

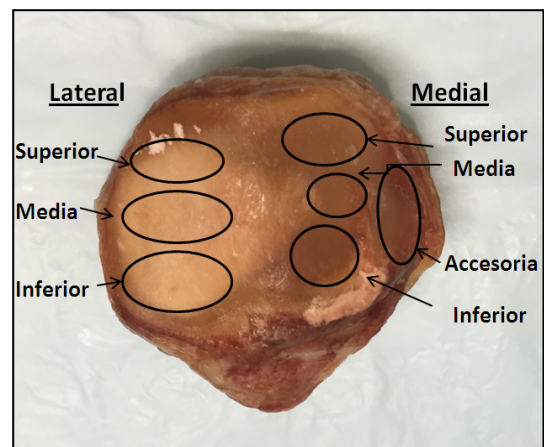


Fig. 7. Visión anatómica de las facetas articulares

1.1.5.2) Clasificación de Wiberg

Wiberg (39) introdujo un sistema de clasificación para distintos tamaños de las facetas rotulianas. Las dividió en tres categorías. El tipo I son aquellas con



Fig. 8; Clasificación descriptiva de Wiberg(267)

unas facetas medial y lateral cóncavas de igual tamaño, y estimó un prevalencia de esta variante del 10% de la población. El tipo II seria una rótula con una faceta medial plana o levemente convexa y considerablemente mas pequeña que la faceta lateral, siendo esta la forma más común con una prevalencia del 65%. El tipo III, representa el 25% restante tiene una

predominancia de la faceta lateral igual que tipo II, pero se diferencia de esta por una forma de la faceta medial cóncava mucho mas marcada(235).

De esta clasificación escapan formas mucho menos frecuentes, consideradas como variantes anatómicas anormales como son el caso de la rótula magna (gigante), rótula parva (pequeña que no asienta en la tróclea femoral), rótula “en forma de gorra de cazador”(239).

Esta clasificación es la más extendida de la rótula, lo que pone de manifiesto la importancia de la cara posterior dentro de la anatomía y funcionalidad de la rótula. Sin embargo esta clasificación antigua, de 1941 no cumple con los requisitos de una buena clasificación en cirugía ortopédica. Se ha establecido, que una clasificación en nuestra especialidad ha de ayudar a los cirujanos ortopédicos a caracterizar un problema, sugerir un pronóstico potencial y/o ofrecer una guía para determinar el método de tratamiento óptimo para una condición particular(97). Hasta el momento esta clasificación es puramente descriptiva ya que no se ha estudiado una relación entre estas distintas formas de rótulas y el cambio en las distribuciones de presiones ni la aparición de condromalacia rotuliana.

1.1.5.3) Anatomía de partes blandas

1.1.5.3.1) Ligamento rotuliano

También llamado tendón rotuliano, transmite la fuerza extensora desde el polo distal de la rótula hasta la tuberosidad anterior de la tibia. Esta compuesto de un tejido mixto; la mayor parte conectivo fibroso en agrupaciones longitudinales unidas en la zona anterior a fibras tendinosas rodeadas de un peritenon procedentes de la parte anterior del tendón cuadricipital (82). Por lo tanto es un tejido muy poco demandante (muy poca celularidad), compuesto de fibras de colágeno y una matriz gelatinosa(115). La proporción de este colágeno, tipo I en su mayor parte, ha demostrado una correlación positiva con sus propiedades mecánicas(117). Este contenido de colágeno aumentará al igual que la masa total de los tendones con el ejercicio, incrementando la fuerza tensil de los mismos(273). El ligamento rotuliano crece en tamaño y en resistencia con la edad, pasando de una longitud media en los niños de 8 a 10 años de 34,8 mm a una longitud media en adultos de 55 mm(191). El área trasversa del ligamento también aumentará de manera significativa con el desarrollo, teniendo una media en el adulto de 20,6 mm², no existiendo diferencias significativas ni en la longitud ni en el grosor entre sexos(115). Hay que resaltar que la densidad del mismo, representada por el contenido de colágeno no dependerá ni de la edad ni el sexo, si no de la demanda funcional, al igual que ocurre con las propiedades mecánicas del mismo(111, 115, 191). En cuanto a las propiedades mecánicas del mismo, el tendón rotuliano tiene una constante elástica de 2000n/mm.(23, 64). Estas propiedades anatómicas y mecánicas serán empleadas en el actual trabajo.

1.1.5.3.2) Ligamento femoro-patelar medial (LFPM)

El LFPM es una banda relativamente fina de tejido conectivo (0,4mm) que se origina en la región medial del fémur distal entre el tubérculo del aductor y el epicóndilo medial. El LFPM se compone de dos partes; una porción transversa profunda con su origen a nivel femoral en la zona conocida como “punto de Nomura”(189), y una superficial oblicua a 3 cm proximal del borde superior del LCM superficial. Ambas se unirán en la zona superior del borde medial de la rótula(76). Se encuentra en la profundidad correspondiente al segundo plano de las estructuras mediales junto al ligamento colateral medial superficial, es decir profundo a la fascia crural y superficial a la cápsula articular y el colateral medial profundo(262).

Tiene una longitud media de 59 mm y una anchura media de 12 mm, y a pesar de su poco espesor representa la restricción primaria de tejidos blando mas importante para el desplazamiento lateral de la rótula, por lo que se incluirá en el actual trabajo con estas propiedades(57, 189). Como veremos esta función tiene sobre todo importancia entre los 0° y los 30° de flexión, es decir, antes de que la rótula entre en contacto con la tróclea femoral, a partir de lo cual será la geometría ósea la que se encargue de restricción principalmente(51, 57).

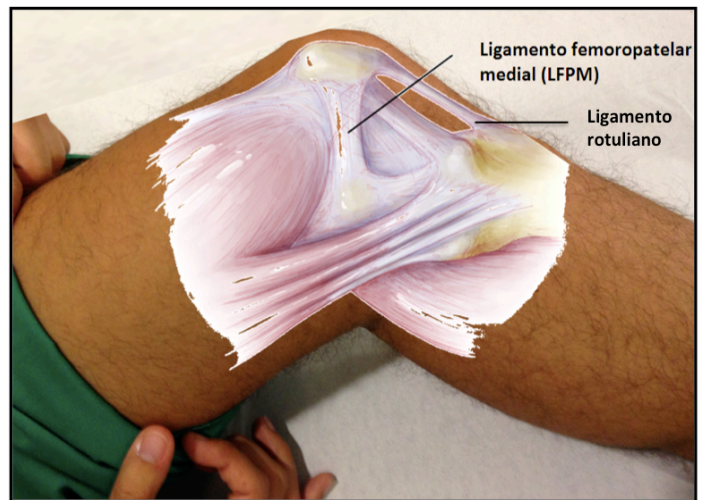


Fig. 9; Anatomía del LPFM

1.1.5.3.3) Retináculo lateral

El retináculo lateral de la rodilla no es una estructura anatómica bien diferenciada, se compone de varias capas de la fascia en la cara antero-lateral de la articulación(174). La anatomía del retináculo lateral incluye en la literatura diferentes interpretaciones de bandas de tejido e incluso ha recibido distintos nombres. Fulkerson y Gossling describen la anatomía del retináculo lateral en dos capas separadas(95). La capa superficial oblicua que se origina a partir de la banda iliotibial y se entrelaza con las fibras longitudinales del vasto externo y la capa profunda que consiste en el retináculo transverso profundo, también denominado ligamento epicóndilo-patelar. Este último es probablemente el mismo que el ligamento descrito por Kaplan que introdujo en 1962 los términos ligamento epicóndilo-patelar (retináculo superior) y el ligamento menisco-patelar (retináculo patelar)(139). Este retináculo superior o ligamento epicóndilo-patelar, será análogo al LPFM pero con una función mucho menos demandante(174, 209). Constituye un engrosamiento de la cápsula articular lateralmente con una gran variabilidad entre individuos siendo sus márgenes difíciles de definir con exactitud en la disección(174). Este va a ser el que se va a representar en el actual trabajo y sus disposición anatómica va de la rótula lateral en su parte más ancha hasta el epicóndilo femoral lateral(174, 209).

1.2) Biomecánica de la rótula

“La principal función de la rótula es la de actuar de leva durante la extensión activa y la de soportar altas fuerzas compresivas durante la oposición a la flexión de la rodilla”

“La principal limitación de los estudios en cadáver es la destrucción inherente asociada a las condiciones “irreales”, mientras que la de los estudios analíticos matemáticos es la limitación para representar la compleja anatomía”

“Las fuerzas que soporta la rótula van a equivaler varias veces al peso corporal aumentando estas al aumentar el ángulo de flexión de la rodilla, mientras se desplazan de distal a proximal”

1.2.1) Introducción

Durante en siglo XX muchos cirujanos ortopédicos de renombre han considerado la rótula como un hueso carente de función dentro del aparato extensor, recomendando incluso la pateleotomía(94). Entre ellos se encontraban Brooke, Hey y Groves que basaban estas consideraciones en la comparación con otras especies, cómo los marsupiales, que poseen un potente aparato extensor carente de rótula(107). Uno de los primeros en percibir la importancia mecánica de la rótula fue el pionero de la Cirugía Ortopédica en España, el profesor Sanchís Olmos, quien realizó trabajos experimentales sobre pateleotomías, concluyendo que la rótula tiene un efecto decisivo sobre el aparato extensor de la rodilla(219).

La función principal de la rodilla es la rotación en el plano sagital, por ello podríamos simplificarla como una polea que pasará de los 0° en extensión completa hasta los 130° de flexión activa o incluso 160° de flexión pasiva forzada (170). En este movimiento de flexo-extensión la rótula ofrece la ventaja de facilitar la extensión al aumentar la distancia del aparato extensor con el eje de rotación de la rodilla, lo cual consigue aumentar la fuerza de extensión una media del 50% en todo el rango articular(238). El aparato extensor del que forma parte la rótula, además de participar en la extensión, es un motor clave en la oposición a la flexión de la rodilla. Mientras que en extensión completa la rodilla ofrece un soporte óptimo para la estabilidad del peso corporal, en cualquier grado de flexión la línea de reacción del peso con el suelo pasa por detrás de la rodilla lo que hace que el aparato extensor tenga que contrarrestar este efecto, que de otra manera flexionaría las rodillas(224). Es por ello que antes de comenzar este apartado hay que tener en cuenta que existe una división fundamental a la hora de entender la función principal de la rótula desde el punto de vista biomecánico, así como los estudios sobre el aparato extensor.

Muchos de los estudios, especialmente los clásicos, se basan en la función concéntrica del cuádriceps para estudiar la rótula, es decir, la fuerza que se genera en un ejercicio de cadena cinética abierta (el pie en el aire), como sería levantar un peso anclado al tobillo desde una

posición de sedestación o golpear una pelota. Sin embargo habrá otro espectro de funciones del aparato extensor que son las relacionadas con su función excéntrica (sus fibras se alargan de manera controlada), que en lugar de extender la rodilla se opondrán a la flexión de la misma, como en el mecanismo de la sentadilla, donde se soportarán fuerzas de compresión mucho mayores (169). Estas fuerzas excéntricas son mas habituales en la vida diaria por lo que van a ser el objeto de este trabajo.

En la sección actual, se van a examinar aspectos fundamentales funcionales de la rótula como los efectos de la rótula en el mecanismo extensor, el recorrido rotuliano (tracking), área de contacto en rango articular, la fuerza y presiones de la articulación FP conjunta así como los efectos de varios regímenes de ejercicio sobre el cartílago FP.



Fig. 10. Ejercicios concéntrico y excéntrico del aparato extensor de la rodilla

1.2.2) Funciones básicas de la rótula

Si bien el profesor Sanchís Olmos fue un pionero, son muchos los autores que sitúan en Kaufer, entre 1971 y 1979, el inicio de la valoración de la importancia funcional de la rótula, un hecho que hoy en día esta claro puesto que nadie pone en duda que la rótula tiene una función biomecánica fundamental(107, 142). Este pequeño hueso confiere una ventaja mecánica fundamental y única al aparato extensor(107). Kaufer et al. estudiaron la acción concéntrica de la rótula comparando experimentalmente (en cadáver) rodillas “intactas” con patelectomizadas. Su principal estudio de ventaja mecánica fue el hecho de que la presencia de la rótula aumenta el brazo del momento de la rodilla al alejar la acción de la fuerza del eje de rotación de la rodilla(142). Este hallazgo sintetiza de una manera muy gráfica la funcionalidad de la rótula; actuar de leva.

1.2.2.1) Función de leva

El mecanismo por el cual la rótula optimiza la eficacia extensora del cuádriceps aumentando su brazo de palanca se denomina efecto leva, concretamente efecto leva de tipo tres. El efecto leva se divide en 3 tipos en función de la localización del fulcro, del aparato motriz y de la resistencia, encontrando los tres a lo largo del aparato locomotor humano(56).

- En el tipo I el fulcro se encuentra en el punto medio mientras que la fuerza y la resistencia quedarían a cada uno de los lados del mismo como es el caso de los músculos elevadores de la cabeza.

- En el tipo II la resistencia se encuentra en el punto medio y a cada uno de sus lados la fuerza y el fulcro, como es el caso del sistema flexor plantar.

- En el tipo III la resistencia se encuentra a un lado de la fuerza y el fulcro al otro, como sería el caso del bíceps braquial o de la rótula(56).

Desde el punto de vista de ventaja mecánica, los tipo I y II tienen una mayor ventaja, ya que en estos la fuerza se magnifica; con una menor fuerza de entrada se consigue potenciar esta para desplazar segmentos corporales pesados, con el precio de sacrificar desplazamiento; es decir mismo acortamiento muscular que desplazamiento óseo.

En el tipo de leva III, como es el caso de la rótula ocurre justo al revés. En la extensión de la rodilla, el

desplazamiento generado (de la pierna) es mucho mayor que el desplazamiento muscular (acortamiento), lo cual requiere generar una fuerza mayor que el peso relativo que se desplaza. El desplazamiento del pie es mucho mayor que el acortamiento del cuádriceps, sin embargo la fuerza que este genera es mayor que el peso de la pierna(107). Es precisamente la presencia de la rótula lo que minimiza el diferencial de esta fuerza, estando la fuerza que la rótula soporta correlacionada positivamente con las demandas del brazo de palanca del aparato extensor(177). A diferencia del bíceps, la rótula va a estar sometida a la carga del peso corporal en las distintas actividades de la vida diaria, por lo que las fuerzas que absorberá serán de gran magnitud, especialmente en actividades de cadena cinética cerrada. Por otra parte a diferencia de un modelo de leva simple donde el fulcro es un punto fijo, en el mecanismo extensor de la rodilla el fulcro se desplaza con la flexión de la misma, de ahí que el contacto femoro-patelar se desplace con la flexión de distal a proximal, lo que contribuye a cambiar la magnitud de la fuerza que experimenta la rótula(82, 107, 131, 169).

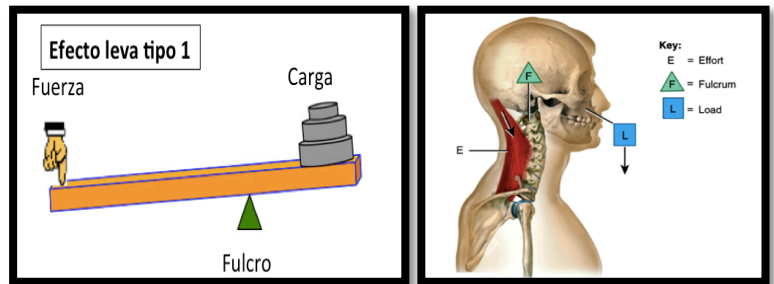


Fig. 11; Efecto leva tipo I

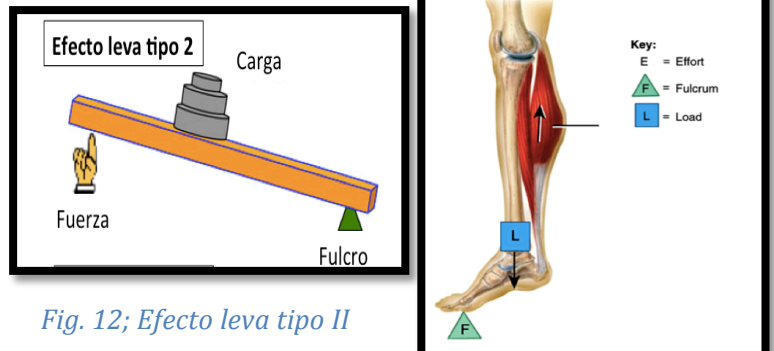


Fig. 12; Efecto leva tipo II

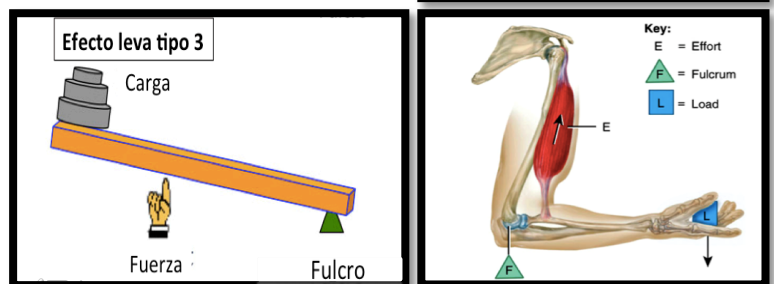


Fig. 13; Efecto leva tipo III

1.2.2.2) Absorción de energía

La mayor parte de las actividades de la vida en bipedestación van a ser actividades dónde las rodillas van a soportar todo el peso del cuerpo(49). Estas actividades, denominadas de cadena cinética cerrada, van a crear sobre la rótula elevadas fuerzas compresivas, que podrán alcanzar hasta 20 veces el peso corporal en la flexión profunda de la posición en cuclillas(69). Resulta lógico que el cartílago hialino de la rótula, el más grueso del cuerpo, es un tejido adaptado a altas cargas compresivas al igual que el hueso trabecular subyacente(131). El cartílago rotuliano además facilita el desplazamiento del fulcro con una mínima pérdida de energía, mientras que la disposición trabecular de la rótula le confiere unas características únicas para soportar las fuerzas que se crean con la flexo-extensión.

La magnitud de las fuerzas que va a soportar la rótula se acentúa a medida que aumenta el grado de flexión de la rodilla. El aumento de la fuerza a la que es sometida la rótula al acercarse a los 90° de flexión tiene dos causas fundamentales:

- La rodilla se aleja del centro de gravedad del cuerpo, al flexionarse esta a la vez que la cadera (mecanismo de sentadilla) lo que aumenta el brazo de palanca sobre la rótula

- La segunda causa es que parte de la energía creada por el cuádriceps nunca alcanza el tendón rotuliano, disipándose en la rótula(107). La fuerza aplicada en el tendón rotuliano durante la flexo-extensión es menor que la que encontramos en el tendón cuadricipital, absorbiendo esta energía diferencial la rótula(11, 236). Esta fuerza soportada por la rótula **es el objetivo de estudio de este trabajo** y para desarrollar nuestro modelo computacional utilizaremos algunos de los hallazgos de estudios experimentales previos que desarrollamos en esta sección.

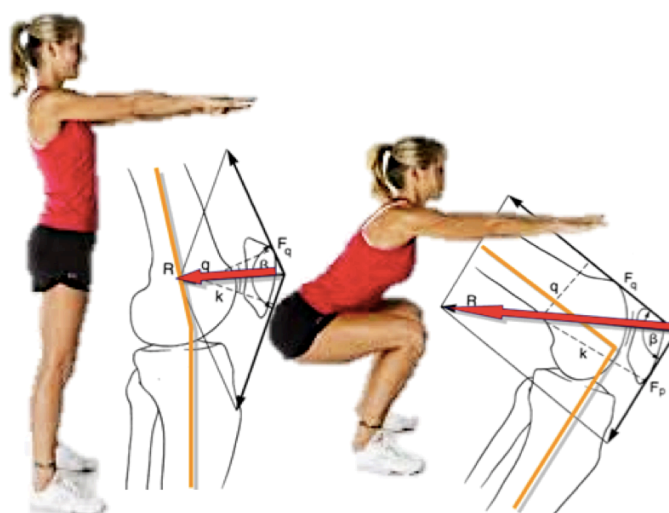


Fig. 14: Aumento de la fuerza sobre la rótula con la flexión

1.2.2.3) Funciones secundarias

Otras funciones de la rótula, aparte de la ventaja mecánica al aparato extensor, es la de centralizar las fuerzas divergentes del aparato extensor transmitiéndolas al tendón rotuliano con un cartílago especializado que aporta un coeficiente de fricción extremadamente bajo(94). Las fuerzas generadas por el cuádriceps tendrán una dirección oblicua externa en referencia al tendón rotuliano, lo que crea un ángulo, conocido como ángulo Q, responsable de la tendencia de la rótula al desplazamiento lateral, que será frenado por el contacto entre la faceta externa y

el cóndilo femoral externo durante la flexión y por el LPFM en extensión(223, 247). La variación de la acción en el plano frontal de la dirección de la acción vectorial del cuádriceps es una de las limitaciones de los estudios sobre la rodilla como una polea o leva simple en el plano sagital(9, 176). Otra función de la rótula secundaria es la de servir de protección a la articulación de la rodilla actuando como un escudo óseo así como proteger al tendón cuadricipital del contacto con el fémur(224).

En esencia la rótula no es un hueso estructural básico de la anatomía del ser humano como puede ser el fémur en el miembro inferior, o el húmero en el superior, sino un hueso que hay que englobarlo como parte de un aparato muscular, el aparato extensor de la rodilla.

1.2.3) Mecanismo extensor de la rodilla

El músculo cuádriceps genera la fuerza para la extensión de la rodilla por medio de su contracción concéntrica y regula activamente su flexión por medio de su contracción excéntrica. Además del momento en flexión, la fuerza del cuádriceps va a estar implicada en otras funciones biomecánicas en el resto de planos que deberemos tener en cuenta. El cuádriceps tiene escasa potencia de rotación tibial, por ello no parece probada en absoluto su intervención activa en la rotación externa automática que acompaña el final de la extensión de la rodilla, que sería más bien producto de la morfología articular y ligamentosa(178).

En extensión completa, la contracción del cuádriceps es lateralizadora de la rótula y puesto que la tibia se coloca en rotación externa, se conforma un ángulo máximo entre el cuádriceps y la tibia a 0°. A 30° de flexión, la contracción del cuádriceps es capaz de recentrar rótulas lateralizadas(21). Es fundamental para el estudio del mecanismo extensor representar con exactitud la disposición triplanar del cuádriceps en cualquier modelo y no siempre se ha tenido en cuenta este factor, especialmente en trabajos mas antiguos.

La tracción del cuádriceps se efectúa por medio de cuatro vientres musculares, cuya resultante sigue un eje que ha sido descrito con pequeñas variaciones en los tres planos del espacio en distintos trabajos:

- Estudios clásico como el de Huberti y Hayes (127) representan la acción del cuádriceps en una la línea que une el centro de la rótula con la espina iliaca anterosuperior.
- Para Lieb y Perry (160) el eje de tracción cuadricipital sigue una línea paralela a la diáfisis femoral en el plano sagital, con una angulación externa de 10° respecto a la perpendicular de la articulación femoro-tibial en el plano frontal.
- Farahmand et al. estudiaron en 1998 la función de los cuatro vientres musculares por separado y sus hallazgos han sido junto a los de Sakai et al. (de 1996) los dos modelos de aparato extensor mas utilizados en trabajos mas actuales(73, 217). Estos autores proponen representar el cuádriceps por su función en lugar de por su disposición anatómica exacta. Ello se traduce en

representar el cuádriceps con una serie de vectores (no 4 necesariamente), cada uno de los cuales ejerce una proporción de fuerza determinada.

En los estudios mas novedosos, los modelos computacionales de la rodilla similares a este trabajo, han utilizado la representación vectorial del aparato extensor (agrupándolo en vectores según su función mas que según sus inserciones anatómicas), y lo han hecho con tres o cuatro basándose en los trabajos de Farahmand et al. y Sakai et al.(3, 9, 64, 124, 217).

En el trabajo de Mesfar et al. mostrado en la imagen, el cuádriceps es representado por 3 vectores; uno que agrupa la función del recto anterior (RA) y vasto crural (VC), otro el vasto medial (VM) y el tercero el lateral (VL)(176, 217). La dirección de la fuerza se aplica en este modelo asumiendo un ángulo Q de 14°, representando el vector del RA /VC paralelo a la diáfisis femoral en el plano coronal, es decir 14° externos respecto al tendón rotuliano. El vector del VM se representa con una angulación medial de 41° mientras que el lateral 22°

lateralmente. En el plano sagital el RA/VC se orienta 4° anterior a la diáfisis femoral mientras que los otros dos paralelos a la misma. Esta representación va a ser la que se **va a utilizar en el actual trabajo** al igual que se ha utilizado en muchos otros trabajos recientes de mecánica computacional de la rodilla como los de Adouni et al, Elias et al. y Aksahin et al. ya que tiene en cuenta además de la función sagital, la función en el plano coronal, que se agrupa en el denominado ángulo Q (3, 7, 9, 62)

Una modelización precisa del aparato extensor debe incluir factores biomecánicos fundamentales como por ejemplo el ángulo Q, el cual se desarrollará en el apartado de discusión.

1.2.4) Fuerzas en la articulación femoro-patelar

La fuerza resultante ejercida por el cuádriceps a través de sus vectores, va a constituir un momento (278). Cuando se aplica una fuerza en algún punto de un cuerpo rígido como es el caso del hueso, dicho cuerpo tiende a realizar un movimiento de

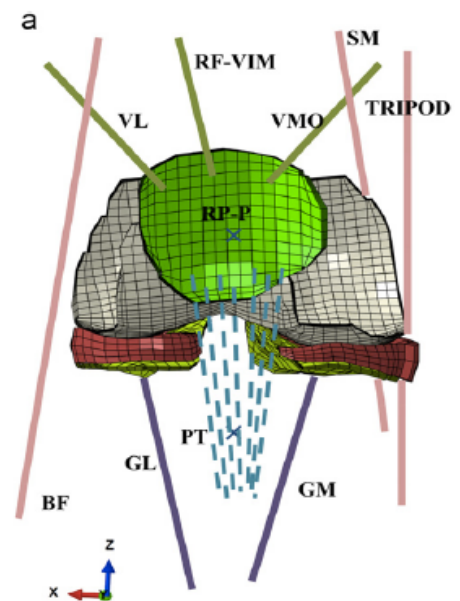


Fig. 15; Modelo computacional de Mesfar et al. El cuádriceps es representado por 3 vectores, cada uno con una fuerza determinada (176)

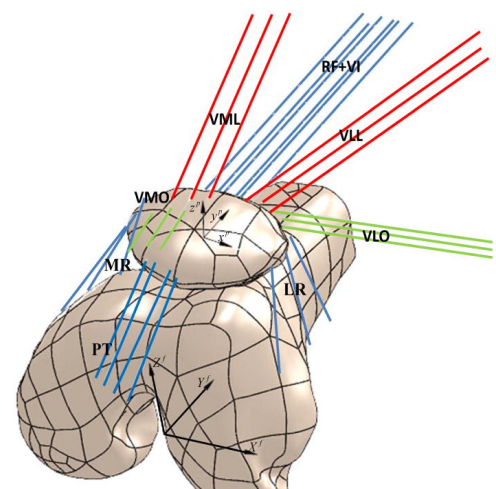


Fig. 16; Modelo vectorial del cuádriceps validado utilizado en varios análisis de elementos finitos incluidos el actual.(7)

rotación en torno a alguno de sus ejes. Esta fuerza aplicada para hacer girar al cuerpo se mide con una magnitud física que llamamos torque o momento de la fuerza. El momento es igual al producto de la fuerza aplicada (fuerza del cuádriceps) por la distancia perpendicular al eje de giro, en nuestro caso eje de giro de la rodilla. Expresado matemáticamente nos resulta una fórmula;

$$M = F \times r \text{ (277).}$$

Para explicar gráficamente este concepto de momento o torque, podemos pensar en lo que ocurre al empujar una puerta que gira alrededor de las bisagras o al apretar una llave inglesa. En el giro de la puerta vemos que intervienen tanto la intensidad de la fuerza como la distancia de aplicación respecto a la línea de las bisagras. A mayor distancia menor fuerza necesaria. En el caso de la rodilla la fuerza necesaria para su extensión es directamente dependiente de la distancia entre el tendón rotuliano y el eje de flexión de la rodilla(142). De hecho es necesario el doble de fuerza de torque para extender la rodilla los últimos 15 grados que para pasar de 135° de flexión a 120°. (84).

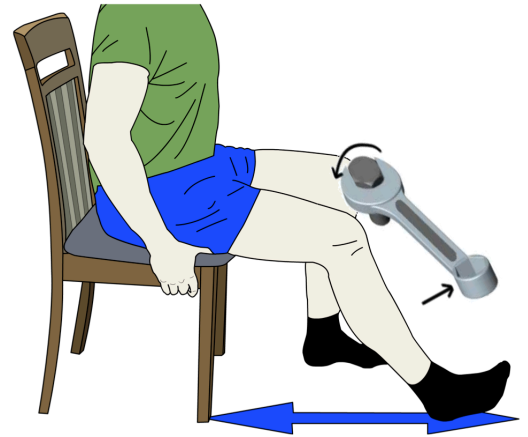


Fig. 17; Momento o torque de la rótula en la contracción concéntrica del cuádriceps

La rótula va a aportar al mecanismo extensor ventajas mecánicas a través de dos mecanismos; el de nexo y el de desplazamiento(20, 107, 278);

- En los primeros 15° de extensión desde una flexión máxima, la rótula actúa únicamente de nexo entre el tendón del cuádriceps y el rotuliano, por lo que casi toda la energía generada por el cuádriceps es transmitida al tendón rotuliano.
- El momento cuadrícipital y la aportación mecánica de la rótula tendrán un incremento lineal con la extensión. Mientras que a 120° la rótula desplaza el momento cuadrícipital 0,4 cm (un 10% de la fuerza) en extensión completa lo hará 1, 8 cm, representando un 30% del momento(224). En estudios sobre rodillas patelectomizadas se vió que la fuerza necesaria para extender la rodilla aumentaba en un 30% de media durante toda la extensión para un mismo peso(224). Será por lo tanto en la extensión avanzada donde el efecto leva se vea más acentuado, y dónde una menor longitud de contracción de la fibras extensoras conlleven un mayor desplazamiento de la pierna(265).

A nivel de nuestro objeto de interés, la rótula, la disposición de estos vectores de fuerza del cuádriceps que actúan sobre ella, producen dos tipos de solicitaciones simultáneamente: tracción y compresión. Algunos de los estudios mencionados se han limitado principalmente a los esfuerzos de tracción, es decir, a estudiar la rodilla en su extensión fruto de la contracción concéntrica del cuádriceps(102). El principal interés de las fuerzas de tracción o tangenciales

serán para estudios de anomalías del aparato extensor así como entesopatías de los tendones cuadricipital y rotuliano, que no son objeto de interés en este trabajo.

Los esfuerzos de **presión a nivel FP son los que tienen más interés** en el trabajo actual, debido a que son los que están en relación con el dolor anterior de rodilla, de tan alta incidencia en las consultas de traumatología(20, 43, 266). Para el estudio de estas fuerzas de compresión de una manera realista hay que tener en cuenta muchas más variables que simplemente las fuerzas existentes en el plano sagital para levantar la pierna en descarga(20, 82, 176, 228). Hay que tener en cuenta el peso corporal, la localización de centro de gravedad, la dirección exacta de los vectores de fuerza, la flexión de las rodillas así como los factores anatómicos y como se correlacionan todos ellos. Para ello primero debemos evaluar los principales métodos científicos para llevar a cabo el estudio de estas fuerzas y presiones femoro-patelares, que son dos grandes familias: los métodos matemáticos y los métodos experimentales(85). Los primeros nos servirán para estimar la fuerza global que experimentará la rótula mientras que los experimentales ajustarán esa fuerza a la superficie permitiendo así el cálculo de la presión (Fuerza/área)(56).

1.2.5) Estudios matemáticos y experimentales

La biomecánica de la rodilla ha sido objeto de gran interés tanto para clínicos, investigadores, como para la industria de los implantes a partir de la segunda mitad del siglo XX(187). Estos estudios se han desarrollado paralelamente en dos grandes ramas (ver Fig. 18); por un lado los estudios matemáticos o analíticos, que a partir de la observación y medición de variables (habitualmente en voluntarios), realizan una resolución de un problema y por otro los

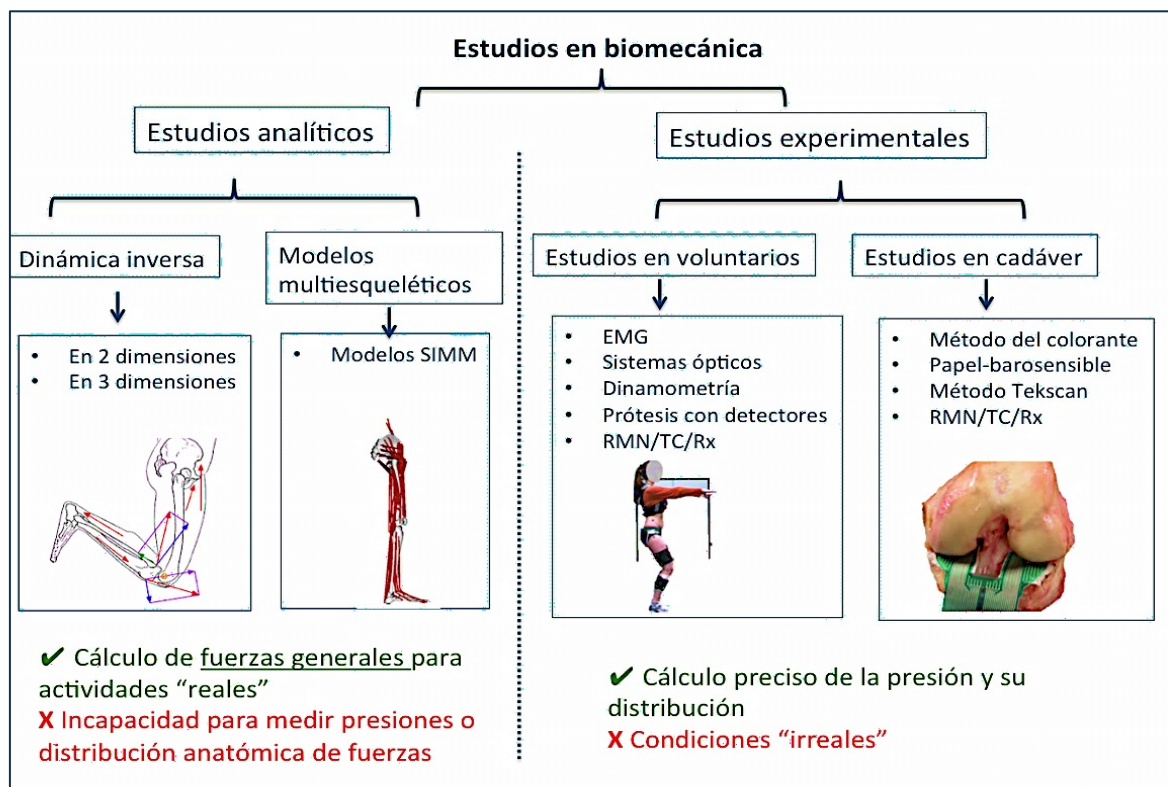


Fig. 18 Tipos de estudios en biomecánica

experimentales que buscan una medición directa de su variable de interés habitualmente en cadáveres(12, 165). Cada uno de ellos va a tener unas ventajas, como en el caso de los matemáticos poder estudiar actividades de la vida diaria, mientras que en los experimentales obtenemos una medición directa de las variables de interés(86, 165). Igualmente, todos los estudios van a tener algún tipo de limitación, en ocasiones fruto de las limitaciones técnicas y en otras de las limitaciones éticas(77).

Ambos tipos de estudios han avanzado y mejorado en las últimas décadas ofreciendo una información que ha permitido profundizar en el conocimiento de la biomecánica de la rodilla y concretamente de la articulación FP;

- Los **estudios matemáticos** inicialmente se basaban en el concepto de la “dinámica inversa”. La esencia de este tipo de estudios es obtener *in vivo* una serie de parámetros telemétricos para posteriormente representar en un sistema de segmentos los huesos, músculos y ligamentos para realizar un modelo sobre el que resolver la fuerza indeterminada(38). Estos modelos mecánicos son los que permiten el cálculo de la fuerzas globales que experimenta la rótula en el sentido postero-anterior sin ser capaz de representar la distribución de esta fuerza con en forma de presión articular con una distribución anatómica precisa, lo que requiere *a priori* una instrumentación articular(94).

Estos estudios han evolucionado desde los primeros trabajos, como el de Maquet donde se modelizó el miembro inferior como un diagrama de cuerpo libre en dos dimensiones compuesto de los segmentos de interés para el objetivo del estudio(168). Estos modelos matemáticos fueron aumentando en complejidad en los sucesivos trabajos añadiendo primero 4 segmentos al miembro inferior (pelvis, fémur, tibia y pie), destacando el trabajo de Brand et al. Que incluye 47 músculos para estimar las fuerzas de contacto(150). Estos modelos siguieron evolucionando de bidimensionales a tridimensionales lo cual no hizo sino aumentar la complejidad de este tipo de estudios estando sometidos a las mismas limitaciones. Son descriptivos en lugar de predictivos, siendo sin embargo una forma costo-efectiva de calcular de las fuerzas en el cuerpo humano y sus hallazgos son homogéneos con los medidos por EMG en la mayor parte de los casos(67).

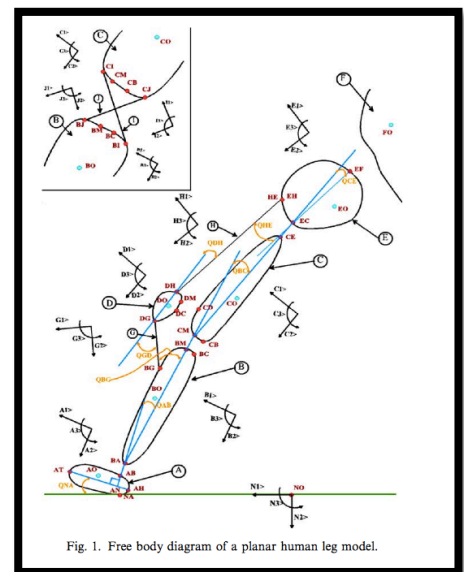


Fig. 1. Free body diagram of a planar human leg model.

Fig. 19; Diagrama de mecánica inversa de Brand con varios segmentos corporales (30)

El avance en las técnicas de computación ha permitido hoy en día siguiendo esta línea matemática crear complejos sistemas musculares globales (incluyendo musculatura profunda) dónde se lleva a cabo un detallado modelo del sistema musculoesquelético que consiste en una representación individualizada de los músculos a los que podemos aplicar de manera anterógrada un grado de activación para ver el movimiento resultante, utilizando

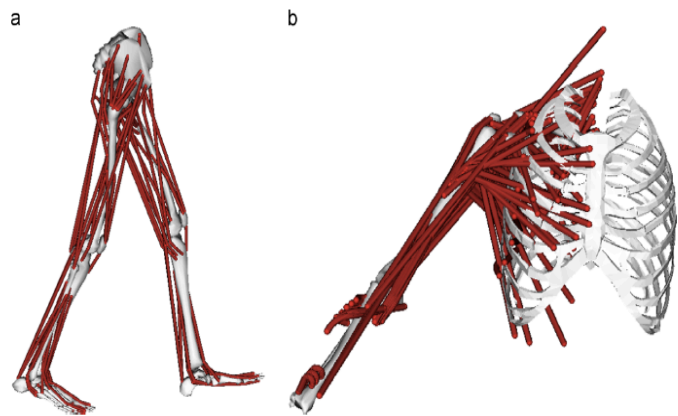


Fig. 20; Modelo analítico de Opensim; estudio matemático

para ello frecuentemente el software Opensim (software libre)(279). Al igual que los estudios de finales del siglo XX en estos modelos seguimos sin ser capaces de medir como se distribuyen esas fuerzas estimadas a lo largo de un segmento anatómico, ni incorporar sus propiedades materiales para conocer datos sobre el estrés que experimenta(77, 86, 150). Sus ventajas principales es incorporar al análisis medidas de gran relevancia como la posición del sujeto, el peso y la fuerza de reacción del suelo, lo que no se puede realizar en estudios con cadáver. En la sección de fuerzas de reacción femoro-patelares veremos algunos ejemplos de estos estudios para la rótula.

- Los **estudios experimentales** por su parte van a permitir bajo las premisas que el investigador aplique obtener mediciones directas de las variables de interés. Aunque serán precisamente esas premisas y la medición directa lo que limiten su utilización, al tener una aplicación muy limitada en el individuo vivo(86). Por otro lado, la falta de fidelidad al realizar experimentos in vitro con muestras anatómicas debido a las condiciones aplicadas, se sitúan como un déficit intrínseco a los métodos en cadáver(54).

Los experimentos *in vitro* están inevitablemente influenciados por algunas de las características del sistema experimental, ya que se trata de sistema de tensión/compresión con sistemas de conectores a los fascículos musculares y a los segmentos

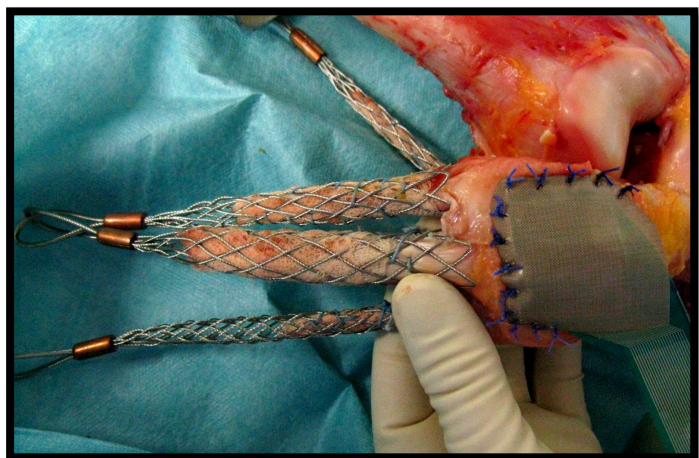


Fig. 21; Modelo experimental para el cálculo de presiones sobre la rótula con dispositivo baro-sensible

óseos(261). En muchas ocasiones cada autor utiliza un diseño distinto con algún grado de componente artesanal que en sí mismo es una limitación para la reproducibilidad y fiabilidad de los resultados(261). En contrapartida las mediciones obtenidas son muchos más precisas y fiables al carecer de barreras anatómicas y éticas (en el caso de cadáver) para la obtención directa de las mediciones de presión que ha evolucionado desde la utilización de colorante y papel baro-sensible a los modernos terminales detectores (67, 86). Veremos ejemplos de estos estudios aplicados a la rótula en la sección cálculo de presión FP.

En el caso de los estudios experimentales con voluntarios los modernos sistemas de posicionamiento óptico a partir de detectores implantados a los sujetos ha permitido conocer con exactitud la posición triplanar de los segmentos corporales para poder utilizar esta información en estudios analíticos como los vistos(231). Además de los sistemas de posicionamiento, en la biomecánica de enfoque experimental en voluntarios se ha introducido distintas técnicas diagnósticas de neurofisiología para la estimación de las fuerzas musculares. Si bien actualmente no es posible medir las fuerzas musculares de forma experimental durante la realización de ejercicios *in vivo*, se han utilizado datos de electromiografía (EMG) para corregir las estimaciones, por ejemplo de estudios matemáticos(114, 222). En la búsqueda de una técnica en biomecánica que actué como patrón oro, se han empleado combinaciones de distintas técnicas de medición en voluntarios que incluyen EMG, captura de movimiento óptico, y medidas directas con dinamómetros de fuerza (90, 114).

En el caso de la rodilla, tanto es el interés por conocer con exactitud su biomecánica al ser una de las articulaciones que motiva el mayor número de consultas en la práctica clínica, que recientemente se ha creado el “Grand Knee Challenge”, un proyecto internacional para recoger todos los datos biomecánicos relacionados con esta articulación(86). En esta competición anual se recogen los datos más completos del movimiento humano así como la aplicación de las últimas tecnologías, tanto de técnicas de imagen como de simulaciones computacionales. Una de las revoluciones para la validación de los distintos métodos experimentales desarrollada en los últimos años es la disposición de los datos biomecánicos obtenidos de unos pocos sujetos voluntarios a los cuales les han sido implantadas prótesis con componentes tibiales de medición de presión(146).



Fig.22; Prótesis con bandeja tibial implantada con medidor de presión

Estos voluntarios han sido sometidos a múltiples experimentos, realizando actividades de la vida diaria para registrar a través de la prótesis instrumentada los datos de presión *in vivo*. Los

datos de los sensores magnéticos de los implantes se completan además con información adicional obtenida mediante electromiografía y pruebas de captación de movimiento para aumentar la información(147, 162). Estos sistemas implantados no existen para medir las fuerzas a nivel de la rótula o la articulación FP, debido a la dificultad técnica de añadir al diseño del botón rotuliano y escudo femoral (ambos de un grosor de milímetros) un sistema de sensores magnéticos sin poner en riesgo la viabilidad del implante. A día de hoy la técnica más avanzada y fiable que ha se ha demostrado para el estudio de esta articulación son lo estudios computacionales(19, 36, 52, 199, 226, 233), como el trabajo actual.

Los **estudios computacionales** aparecen en un momento donde se quiere conocer con la mayor exactitud las fuerzas en los distintos segmentos de la anatomía humana. En los últimos años el desarrollo de software específico para el modelado computacional ha permitido el estudio de distintos parámetros que afectan a las fuerzas FP. A estos modelos se incorpora información previa de todos los estudios vistos previamente (en cadáver y en voluntarios), incorporando parámetros como las fuerzas de los vientres del cuádriceps, la geometría articular, las estructuras retinaculares así como las propiedades materiales(62, 151, 159, 202, 252). El motivo de su aparición es superar las limitaciones del resto de estudios de biomecánica, pudiendo simular actividades de la vida diaria obteniendo una medición precisa de las presiones con una distribución anatómica de las mismas(79, 122, 149, 199, 226).

1.2.6) Fuerza de reacción FP

El término fuerzas de compresión FP (FCFP) incluye únicamente a las fuerzas compresivas experimentadas por la rótula, mientras que el término fuerzas de reacción femoro-patelares (FRFP) incluye la fuerza normal (de compresión) y las tangenciales (que se dispersan por el tendón del cuádriceps), siendo las primeras las que tendrán interés en la aplicación clínica(258). La fuerza normal o de compresión será perpendicular al plano de contacto entre la rótula y el fémur y variará en función del grado de flexión así cómo del peso aplicado(224).

Las cargas en la articulación FP son el resultado tanto de fuerzas externas más la reacción al contacto con el suelo (peso + inercia) como de fuerzas musculares necesarias para mantener la postura y permitir el movimiento(169). No hay que confundir las fuerzas de reacción FP, con la presión patelar, en la que se tendrá además en cuenta la superficie de contacto y se medirá habitualmente

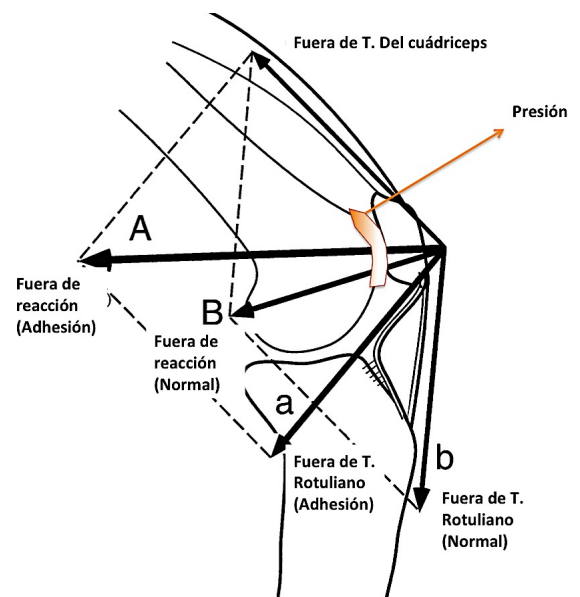


Fig. 23; Fuerzas alrededor de la rótula

mediante estudios experimentales, ya que necesitamos incorporar al cálculo la superficie de contacto a nivel de la rótula(56).

El cálculo de las fuerzas ha sido el objetivo de múltiples estudios analíticos, los cuales utilizan el peso corporal como variable independiente, cuyo valor modificará la fuerza de reacción FP para un grado de flexión dado(49, 73, 84, 94, 107). Muchos autores han realizado modelos estáticos para el cálculo de estas fuerzas durante la realización de distintas actividades, con resultados en cuanto a la magnitud dispares en función de la técnica aplicada y de la actividad monitorizada(223). Los hallazgos más consistentes son que las variantes más importantes que van a influir en el cálculo de las FRFP son en orden de importancia(94);

- el ángulo de flexión de la rodilla
- el peso corporal
- la fuerza del cuádriceps
- variaciones individuales anatómicas

El ángulo de flexión de la rodilla es el factor de mayor influencia en las fuerzas ya que aumenta por un lado la distancia del centro de rotación con el centro de gravedad, y por otro al volverse más agudo el ángulo entre el tendón rotuliano y el del cuádriceps aumenta el brazo de palanca, lo que requiere una mayor fuerza del cuádriceps para resistir el momento de flexión del peso corporal(223).

La Fig. 24 es un ejemplo matemático simplificado con el que apreciamos como con la flexión, el brazo de palanca del fémur y la tibia aumenta, requiriendo una mayor fuerza del cuádriceps para resistir el momento de flexión del peso corporal.

En extensión total (bipedestación) el centro de gravedad pasa por delante de la rodilla, siendo el momento igual a cero, y por lo tanto mínimas las FCFP. Sin embargo en posturas como las adoptadas durante el esquí, para evitar una caída posterior, la fuerza del cuádriceps aumenta, lo que se traduce un aumento dramático de las FRPF. Si este hecho no fuese acompañado de una flexión de la

cadera inclinando el cuerpo hacia delante para acercar el punto de gravedad a la rodilla las

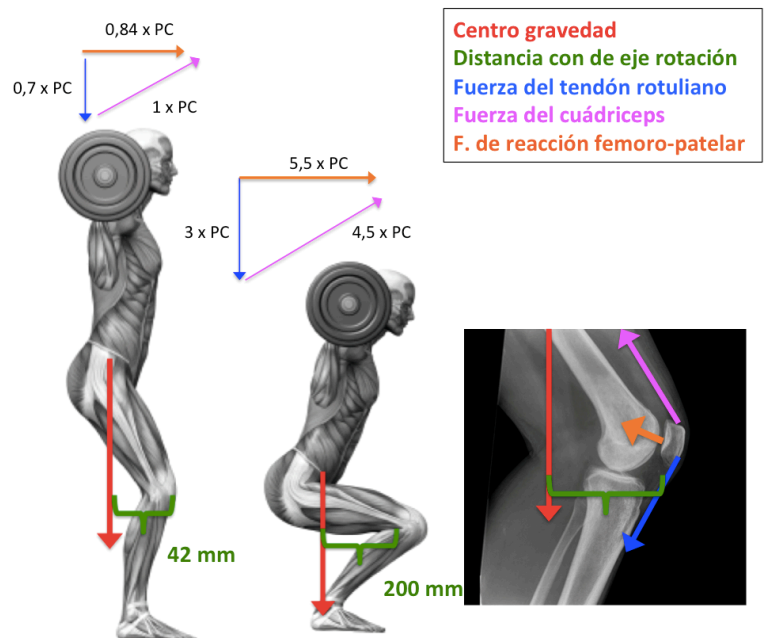


Fig. 24: Tras aplicar datos antropométricos reales la FRFP pasa de 0,84 veces al peso corporal a 5,5 veces al aumentar la flexión de rodillas

consecuencias serían un aumento no tolerable de fuerzas en la rótula. Las consecuencias potenciales son la rotura del aparato extensor si este mantiene esta contracción al caer el cuerpo hacia atrás, o si este claudica del ligamento cruzado anterior (LCA)(223).

Sin la existencia de la rótula, las fuerzas que vemos sobre el tendón del cuádriceps, un tejido que no está preparado para aguantar la compresión, fallaría para aguantar la demanda de fuerzas que experimenta en la flexión avanzada(118). Las



Fig. 25: Fuerza excéntrica del cuádriceps durante el esquí para evitar la flexión de rodillas

fuerzas de compresión que soporta la rótula a 120° son del orden de 1600N comparados con los 550N que soporta el tendón del cuádriceps(127). Esto explica la mayor incidencia de condromalacia rotuliana en los individuos con patela alta, en los que el contacto tendo-femoral está disminuido(154). Debido a estos factores es fundamental introducir la variable de superficie de contacto para además de conocer la FRFP poder obtener la presión que soportará el individuo, que es la causante del dolor anterior de rodilla. Este contacto se estudia en la

Autores	Actividad	Grado de flexión	Fuerza x PC (Peso corporal)
Reilly & Martens (1972)	Caminar	10°	0,5 x PC
Zernicke <i>et al</i> (1977)	Rotura del rotuliano	90°	25 x PC
Huberti & Hayes (1984)	Extensión isométrica	90°	6,5 x PC
Ericson & Nisell (1987)	Ciclismo	83°	1,3 x PC
Kaufman <i>et al</i> (1991)	Extensión isocinética	70°	5,1 x PC
Morra & Greenwald (2006)	Levantarse de una silla	90°	2,8 x PC
Morra & Greenwald (2006)	Caminar	15°	0,6 x PC

Tabla 1. Resultados de FRFP para distintas actividades. (68, 128, 143, 180, 210, 284)

siguiente sección.

En la tabla 1 (68, 127, 144, 180, 210, 284) se muestran las fuerzas calculadas en distintos estudios matemáticos, durante la realización de distintas actividades, como subir o bajar escaleras. En el caso de subir escaleras, al estar el punto de gravedad anterior las FRFP se calculan alrededor de dos veces el peso corporal, mientras que al bajarlas entre 3 y 6 veces(13). En la tabla se ve que independientemente del modelo analítico aplicado estos valores son muy elevados.

Los estudios en la Tabla 1 son análisis matemáticos a los que se incorporan en algunos casos parámetros obtenidos experimentalmente. A modo de ejemplo Zernicke et al.(284) observaron las rotura del tendón rotuliano filmadas en levantadores de peso, pudiendo conocer el peso en el momento de la ruptura así como el ángulo de flexión, calculando por tanto la fuerza del tendón en la rotura 25 veces el peso corporal. En el actual trabajo nos valdremos para estimar las fuerzas de reacción globales sobre la rótula de un estudio analítico completo, similar a estos estudios para incorporar dicha información al análisis de elemento finitos

1.2.7) Contacto femoro-patelar

El área de contacto femoro-patelar se ha estudiado en su mayor parte con estudios *in vitro* utilizando distintos métodos como papel baro-sensible, moldes de distintos materiales como silicona, tintes y mas recientemente con estudios con RMN(75). Esta área se ha descrito tanto para la rótula como para la tróclea femoral, y en líneas generales el área de contacto se desplaza en la rótula de inferior a superior entre los 0° y los 90° mientras que en fémur lo hace de proximal a distal a medida que se flexiona la rodilla(75).

Este ciclo completo de contacto esta influido por diversos factores como la altura rotuliana, la masa corporal y la alineación del miembro, sin embargo es relativamente constante entre individuos sanos(84). En extensión completa la rótula carece de contacto con la tróclea femoral, se encuentra proximal al cartilago articular del fémur. En función de la longitud del tendón rotuliano entrará en contacto con el fémur entre los 10° y 20° de flexión(229). Este contacto se inicia entre el margen articular inferior de la rótula y el fémur proximal, y se desplazará proximalmente

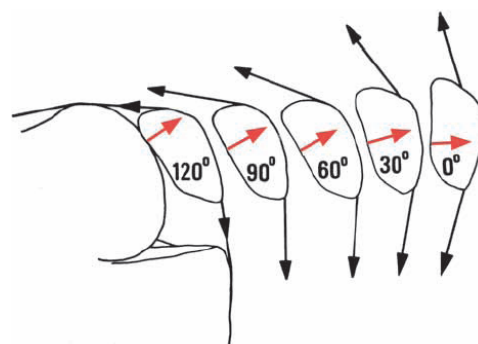


Fig. 26; Contacto femoro-patelar a distintos grados de flexión

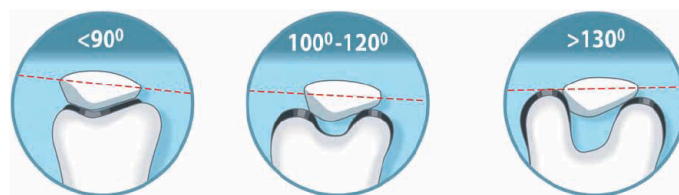


Fig. 27; Visión axial del contacto femoro-patelar a distintos grados de flexión(223)

con una flexión a lo largo de la cara posterior rotuliana(159). A partir de los 30° la rótula se coloca en la tróclea femoral en una posición profunda donde es estabilizada por el equilibrio entre el cuádriceps y el tendón rotuliano(5, 103). En flexión extrema la rótula contactará únicamente en dos puntos en los cóndilos femorales distales(223). Hasta los 90° en la rótula el contacto adopta la forma de una banda transversal que en su desplazamiento superior ocupa su superficie posterior de la rótula a excepción de la faceta impar, la cual entra en contacto con el fémur entre los 90° y los 135° al igual que lo hace el tendón cuadricipital(224).

Esta área además de desplazarse se incrementará con la flexión hasta los 60°-90° y será además mayor en función de la carga aplicada. Aunque globalmente ha demostrado ser mayor en varones en valores absolutos esta diferencia desaparece al normalizar este valor con el tamaño rotuliano(22). Por otra parte durante todas las fases desde la extensión completa hasta la flexión máxima, el área de contacto de la faceta lateral es mayor que el de la medial, de media un 60% mayor, lo cual se corresponde con su mayor superficie media teniendo en cuenta la distribución epidemiológica de las variantes rotulianas según Wiberg(118).

En 1941 este mismo investigador (39) fue el primero en iniciar la delimitación de las áreas de contacto femoro-patelares. Lo hizo mediante un estudio radiográfico (radiografías laterales) siendo su conclusión que en ningún grado de

flexión se produce un contacto total entre la rótula y el fémur. En la década de los setenta se publicaron distintos trabajos destacando el de Goodfellow et al. (103), que publicó uno de los artículos considerado hoy como referente en el estudio del contacto femoro-patelar. En él se estudiaba el contacto a través de la tinción en un montaje femoral

que permite modificar la flexión de la rodilla y fue utilizado por numerosos autores posteriormente. Obtuvo un mapa de contactos femoro-patelares además de concluir que este contacto depende principalmente del grado de flexión en lugar de la carga aplicada.

Utilizando este mismo modelo de montaje Aglietti et al. (5) demuestran que además de un cambio topográfico en el contacto con la flexión, se produce un aumento de la superficie de contacto a medida que se aumenta la flexión hasta los 90°, a partir del cual existe

un apoyo del tendón del cuádriceps que

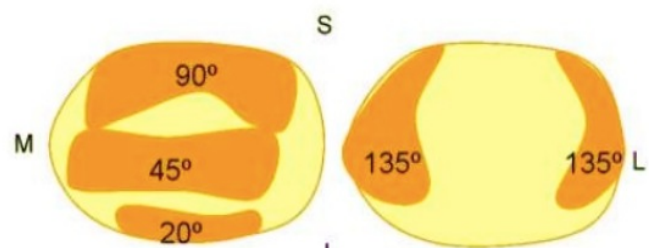


Fig. 28; Áreas de contacto femoro-patelar en montaje experimental de Goodfellow (en descarga) (103, 253)

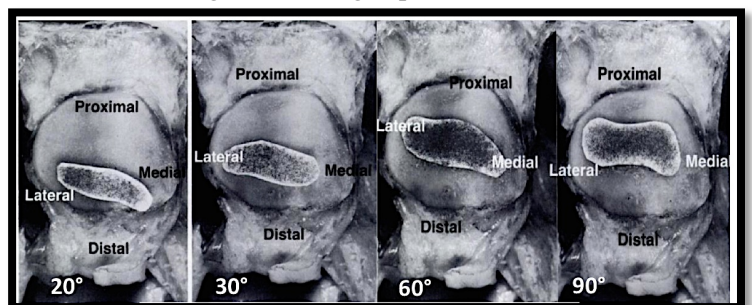


Fig. 29; Áreas de contacto femoro-patelar a distintos grados de flexión con el método de Aglietti(4)

actúa como mecanismo de compensación pues la rótula no puede aumentar más su superficie de apoyo. Utilizaron el método de modelado introduciendo en la articulación una masa de polímeros que rellena los espacios sin contacto FP antes de endurecerse.

En la década de los 80 se utilizó el método del papel sensible a la presión. Huberti y Hayes (127) en 1984 lo aplicaron a un meticuloso modelo experimental midiendo la superficie de contacto a 0°, 20°, 30°, 60°, 80° y 90°. Sus resultados son similares a los hallados en trabajos previos; al pasar de 20° a 90° de flexión el contacto se desplaza del tercio distal de la rótula a la mitad proximal. A la vez que ocurre este desplazamiento se incrementa el área y la proporción de cara articular de la rótula en contacto con el fémur. Este se

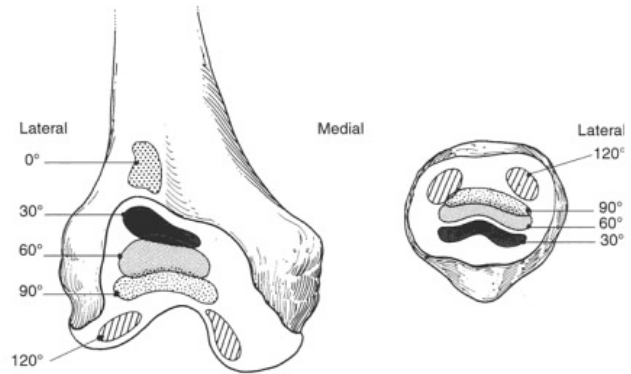


Fig. 30; Áreas de contacto femoro-patelar con método de papel baro-sensible

muestra como un eficaz mecanismo a la hora de controlar el estrés incremental con la flexión al repartirlo por un área mayor(169).

En 1990 se realizó en nuestro centro, el Hospital General Universitario Gregorio Marañón, un trabajo con 20 rodillas procedentes de amputaciones por motivos de insuficiencia vascular, en las que se utilizó un modelo similar al descrito por Goodfellow et al. para el estudio de las presiones rotulianas antes y después de aplicar una osteotomía de adelgazamiento rotuliano(253-255). El citado estudio dirigido por el profesor Vaquero sirvió de tesis doctoral al doctor Arriaza y en él se utilizó el método Prescale, que se basa en la utilización de papel baro-sensible. Las imágenes especulares obtenidas en el papel a 30°, 60° y 90° reproducen con una gran exactitud las de trabajos previos.

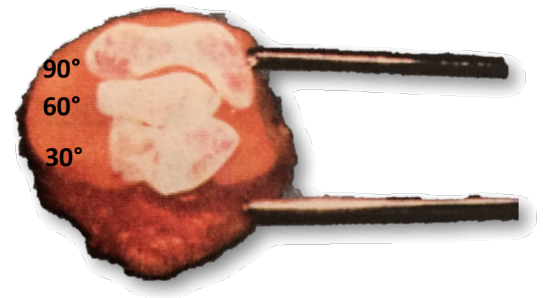


Fig. 31; Áreas de contacto femoro-patelar en estudio experimental del Hospital General Universitario Gregorio Marañón(14)

En los últimos años se ha estudiado el contacto FP con ayuda de las nuevas técnicas de imagen (RMN y TC) así como de programas específicos de modelado computacional, lo cual ha permitido realizar este estudio *in vivo*. Uno de los primeros estudios en utilizar pruebas de imagen se realizó en 2003 por Salsich et al. (218). Utilizaron RMN validando las medidas de área obtenidas al compararlas con el método de papel baro-sensible de trabajos previos obteniendo unos resultados acordes. Su principal limitación es el espacio físico del tubo de la RMN que sólo le permitió estudiar hasta una flexión de rodilla de 60°. Esta limitación fue superada con la utilización de una RMN abierta por Hinterwimmer et al. (122) en 2004, el cual

se centró en medir el área de contacto femoro-patelar entre 0 y 90° de flexión describiendo dicha localización en el fémur con un sistema de carga parcial. Otros autores como Besier et al. (22) se valieron de la RMN igualmente para estudiar el tamaño del área de contacto en función de la flexión. La conclusión mas importante de estos estudios en carga parcial era el aumento del tamaño del área de contacto al acercarse a las condiciones reales frente a los montajes *in vitro*. Estos autores coinciden en la dificultad de

objetivar este contacto en las mediciones de RMN debido a la superposición de imágenes unido al bajo número de cortes de esta técnica de imagen(22, 62). En la imagen se aprecia el protocolo utiliza por Besier, que consistía en una delimitación manual del área de contacto(22).

Esta limitación junto a la condición de carga alterada por las características técnicas de la prueba, es una condición negativa compartida por los modelos experimentales. Esto ha llevado a buscar nuevas técnicas para estudiar este contacto como son los métodos computacionales(29, 62). Siguiendo esta filosofía Borotikar et al. (29)estudiaron en 2013 el contacto FP mediante modelos que representaban las superficies articulares a partir de las imágenes de RMN. Después se aproximaban las superficies de contacto manualmente emulando la flexo-extensión de la rodilla hasta 40° en un sistema de coordenadas. El contacto patelar al igual que en estudios previos se traslada de distal a proximal mientras incrementaba su área. Esta técnica es un intento de incorporar datos de contacto obtenidos de RMN a la geometría anatómica real, para



Fig. 32; Montaje de carga parcial utilizado por Besier et al. Para obtener las áreas de contacto (22)

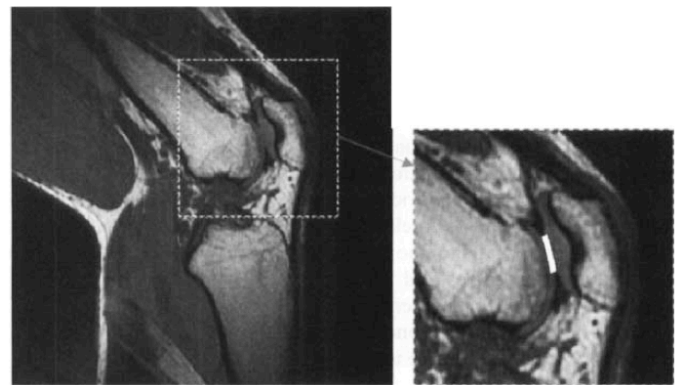


Fig. 33. Método de delimitación manual del área de contacto FP. Este método conlleva cierta aleatoriedad usuario-dependiente

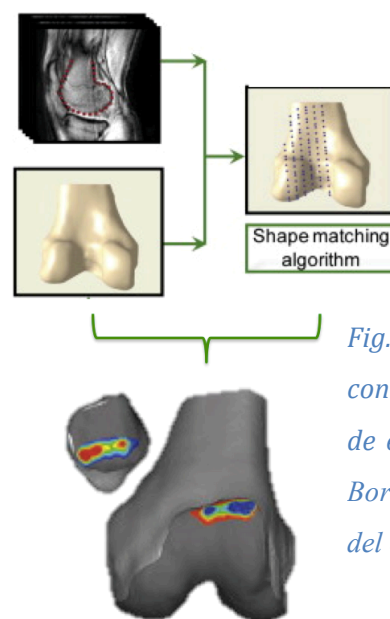


Fig. 34: Estimación del contacto en el modelo de elementos finitos de Borotikar et al a partir del contacto en RMN

obtener ese contacto superando las limitaciones de ambos tipos de estudios; en cadaver y con voluntarios. De manera similar Kobayashi et al.(149) en su estudio computacional de 2013 establecen en la cara posterior de la rótula un sistema de coordenadas. Realizaron un modelo computacional al que aplicaron la cinemática obtenida a partir de fluoroscopia sagital *in vivo* de los mimos voluntarios.

En estas técnicas, tanto de fluoroscopia como de RMN se calcula el contacto a partir de un plano sagital y se distribuye por la rótula basándonos en la premisa de una congruencia total en cada grado de flexión. La congruencia de la rótula con la tróclea femoral para una flexión concreta ha demostrado en múltiples estudios de disección una congruencia casi total con el fémur hasta los 90° de flexión, tal y como se aprecian en las secciones realizadas por Krakow y Hungerford(132).

En cuanto a la magnitud del área publicada por distintos autores encontramos valores bastante homogéneos entre publicaciones (Tabla 2).

Autores	Área de contacto según grado de flexión		
	30°	60°	90°
Aglietti(5)	2,92 cm ²	4,72 cm ²	5 cm ²
Hungerford et al.(131)	2,1 cm ²	3,2 cm ²	4,7 cm ²
Huberti et al.(127)	3,1 cm ²	3,6 cm ²	4,1 cm ²
Schindler et al. (223)	2,8 cm ²		3,5 cm ²
Vaquero et al(253-255)	2,4 cm ²	2,72 cm ²	2,88 cm ²
Salsich et al. (218)	2,52 cm ²	3,46 cm ²	
Hinterwimmer et al. (122)	4,3 cm ²		3,9 cm ²
% medio de área*(22, 127, 171, 223)	20%	27%	33%

Tabla 2: Área de contacto FP en diversos estudios experimentales

En la tabla 2 se muestran valores medios de contacto obtenidos en distintos estudios. En muchos de ellos se aportan valores absolutos únicamente, por lo que para relativizarlos se ha utilizado el valor medio de superficie articular de 13,2 cm del trabajo de Huberti(127), o se han utilizado relaciones descritas por cada autor en su trabajo si estaban disponible (Ej: “4 cm correspondían

con un 33%”). Vemos que al igual que la localización del contacto, el área de contacto depende del grado de flexión de la rodilla. Si bien las cifras varían entre distintos trabajos, todos coinciden en que esta superficie aumenta hasta los 60°-90°(84).

Los porcentajes resultantes de áreas para cada grado de flexión son del 20% a 30°, del 27% a 60° y del 33% a 90°(4, 127, 171). En el actual estudio se aumentarán estos porcentajes de contacto un 25%, es decir a un 25%,33% y 38% respectivamente para el contacto a 30°, 60° y 90° respectivamente. Esto responde a que los resultados de todos los estudios de la tabla son *in vitro*, lo que permite medir el área de contacto con exactitud casi milimétrica si bien las condiciones en las que se hace no son reales al hacerse en descarga y en cadáver por lo que las condiciones aplicadas no son las fisiológicas. Besier et al.(22) demostraron como esta área si bien se localiza y desplaza tal y como habían demostrado su predecesores, la magnitud de la misma que encontró aumentaba al aumentar la carga aplicada al igual que lo hace en gran medida al incrementar el grado de flexión. Encontró valores entre un 20% y un 30% mas altos que estudios en cadáver, los cuales de hecho no se obtienen ni siquiera con una carga total sino con un dispositivo que simula una situación de semi-carga.

1.2.8) Presión FP

De cara a la aplicación clínica tiene mucho más interés el cálculo de la presión que tendrá que soportar la rótula (presión FP: PFP) que el valor absoluto de la fuerza de reacción FP vista previamente, ya que es la que estará en relación con el dolor anterior de rodilla(224). Esta presión es el resultado del ratio entre la FRFP y el área de contacto para los distintos grados de flexión, por lo tanto incorporamos para su cálculo los datos de los dos apartados anteriores. Esta presión está influida al igual que la FRFP por el grado de flexión de la rodilla, el peso del individuo así como la inercia con la que se aplica este peso, pero los cambios en el área de contacto toman un papel fundamental en el cálculo de las presiones(96).

Tanto la fuerza que se ejerce sobre la rótula como el área de contacto aumentan con el grado de la flexión para un mismo individuo conforme se flexiona la rodilla. Un individuo de un peso dado que realiza una sentadilla lentamente (sin inercia) sufrirá un aumento de la presión desmesurado si no se aumentase el área de contacto simultáneamente, sin embargo, este mecanismo compensatorio no es para todos los grados de flexión proporcional a la fuerza(6, 171). En extensión completa, donde el área de contacto es pequeña, pequeños incrementos de la fuerza de reacción pueden traducirse en importante

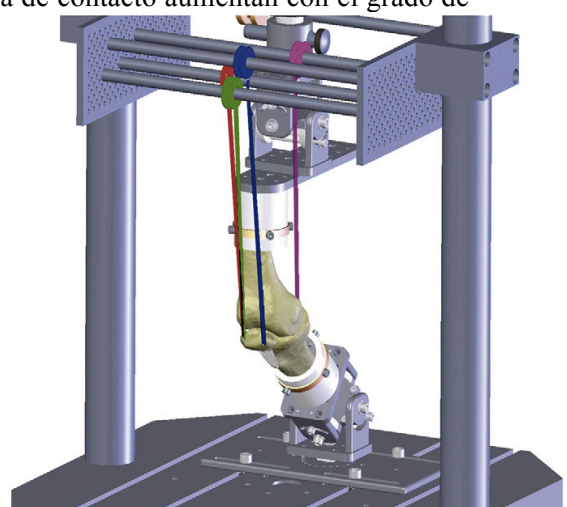


Fig. 35: Modelo experimental con sensor de presión para establecer la relación entre FRFP y contacto(104)

aumentos de la PFP si no aumenta el área de contacto con el aumento de las fuerzas para un ángulo de flexión fijo (187).

Uno de los estudios con más relevancia que estudia la relación FRFP y área de contacto fue realizado por Goudakos et al. en 2010(104). Utilizaron un modelo *in vitro* de rodilla a la que se le media la presión (utilizando el método TekScan, TekScan inc, South Boston, EEUU) en función del aumento de la FRFP a 30° (cerca de la extensión y para un ángulo fijo). Concluyen que este aumento del área de contacto es lineal con el aumento de la FRFP hasta valores de 349-723N (relativamente bajos) a partir de los cuales existe un aumento de la PFP proporcional al aumento de las FRFP. Por lo tanto este mecanismo compensatorio dejaría de actuar con fuerza bastante bajas si nos fijamos en la tabla previa de FRFP para actividades de la vida cotidiana.

El interés clínico de la PFP, va a estar en el estudio de los valores mas elevados, en los que las FRFP serán mayores, los cuales como hemos visto no van a darse cerca de la extensión como se simula en modelos como el creado por Goudakos et al. que sin embargo ayudan a entender esta relación. Bischoff et al.(25) comparó las variables de FRFP y PFP para las actividades de caminar, subir y bajar escaleras con un modelo computacional, lo que a diferencia del previo permite al mismo tiempo aumentar las cargas y modificar la flexión. Utilizó para ello un análisis de elementos finitos cuasi-estático registrando valores mucho mayores para actividades que trabajan en flexión, como subir y bajar escaleras (2800N frente a 600N, al caminar). Este es uno de los pocos trabajos que estudian las PFP para distintas actividades, ya que la mayoría de los trabajos que estudian la PFP se centran en estudiar comparativamente la modificación de la presión ante anomalías del aparato extensor. Veremos varios ejemplos de modelos computacionales actuales similares a este trabajo al final de la introducción. Estos modelos superan la limitación de tener que medir simultáneamente fuerza y área de contacto lo que hasta hace poco obligaba a la introducción de algún dispositivo en la articulación femoro-patelar.

Para clasificar los estudios publicados sobre PFP hasta el momento, podemos agrupar los distintos métodos de trabajo de la bibliografía en 4 grupos. Los 3 primeros son modelos *in vitro* con distintos sistemas baro-sensibles emulando las condiciones fisiológicas, mientras que el último grupo son estudios computacionales como el actual trabajo.

- El primer método utilizado se basaba en la **tinción con colorante** para conocer el área de contacto, con la cual relacionaremos la FRFP medida con modelos matemáticos sagitales. Este método se utilizó en las décadas de los setenta y ochenta destacando el trabajo de Matthews et al.(171). En este trabajo de 1977 se utiliza azul de metileno para medir las áreas de contacto y el modelo matemático de polea sin fricción de Morrison (1970)(181) aplicado a distintas actividades, entre ellas subir escaleras, dónde obtienen una FRFP de 700 N.

- **El método de papel baro-sensible** conocido como método Prescale en alusión al nombre comercial del papel (Fuji Prescale Film, Tokyo, Japón) se introdujo en la década de los noventa

y se ha utilizado durante 15 años para el estudio de las PFP(269). Este método tiene una precisión estimada para el cálculo de la presión con un error de un 10-15% para la medición de la PFP proveniente del cambio en la mecánica articular que produce la introducción de un papel (93). El trabajo con mayor transcendencia con esta técnica fue realizado por Hayes y Huberti (71). Estudiaron la PFP a 20°, 30°, 60 y 90° de flexión bajo distintos momentos de fuerza basándose en estudios previos. Realizaron un modelo que sería imitado posteriormente a partir de rodillas de donante comparando las presiones en rodillas normales y con condromalacia.

Dentro de este método tenemos que destacar la Tesis doctoral realizada por el doctor Arriaza bajo la dirección del profesor Vaquero en 1990(14) en que se estudio en 20 rodillas de amputaciones de tercio medio de muslo por problemas vasculares, con las que se realizaba un montaje similar al de trabajos previos. Estudiaron mediante el método Prescale las PFP antes y después de realizar una osteotomía de adelgazamiento rotuliano a 30°,60° y 90°, concluyendo que esta técnica, disminuye significativamente la PFP, hasta un 20% en 90° de flexión(253-255). Otro autor español que merece mención es el doctor Ferrández Portal y su trabajo publicado en 1989 en *Clinical of Orthopadic research*, en el que utiliza igualmente rodillas de amputaciones para medir la presión rotuliana en un montaje experimental con sensores que traducen la presión a señales eléctricas (piezo-eléctricos)(78).

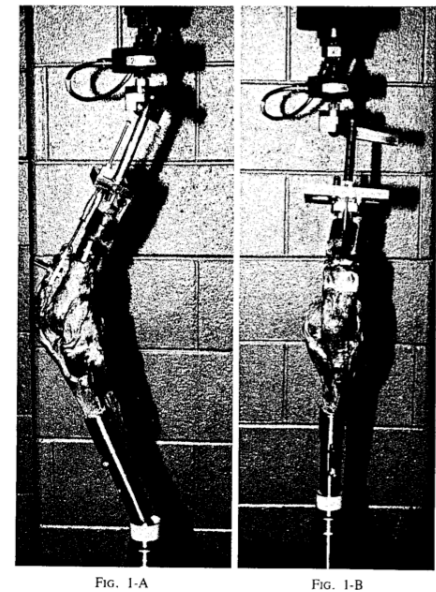


Fig. 36: Modelo experimental con método Prescale para estudiar la relación entre PFP y flexión

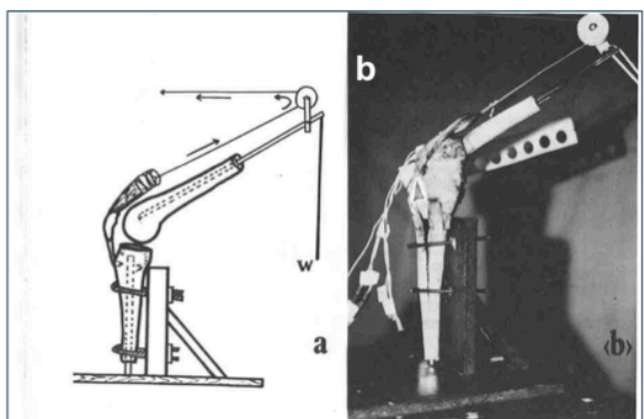
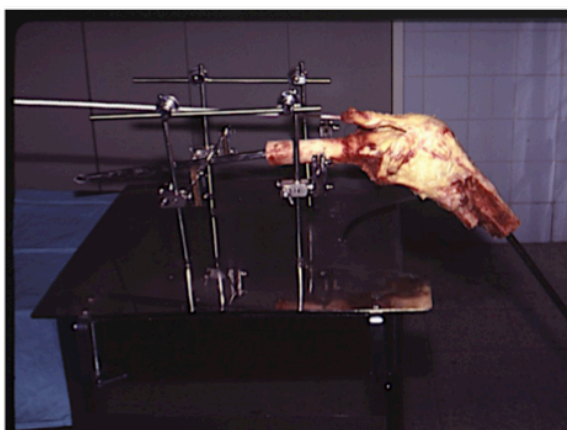


Fig. 37; a) Modelo experimental de Prescale de los doctores Arriaza y Vaquero para el estudio de las PFP tras la osteotomía rotuliana. b) Modelo piezoeléctrico del doctor Ferrandez(78, 255)

- En la década de los 2000 algunos autores señalan la limitación del papel Prescale debido a su limitación de medir la presión en un área concreta para un momento determinado(270). Por ello

desde 1999 se introducen en diversos trabajos los primero métodos de sensores electrónicos para medir las PFP de manera dinámica, pudiendo modificar, con las limitaciones de un modelo *in vitro*, alguna variable del aparato extensor así como estudiar las PFP en tiempo real. Este método se ha conocido como **método Tekscan**, en referencia al método comercial que lo patenta en 1990 (Tekscan, Boston, MA, USA). Utiliza sensores electrónicos capaces de medir tanto la fuerza que soportan como la superficie para la que esta se aplica aportando valores absolutos sobre la presión. Las limitaciones de este sistema además de las intrínsecas a aplicar unas condiciones que el investigador elige en el modo *in vitro* son las de la necesidad de fijar el sensor al espacio FP, o bien mediante sutura o cementando. Su principal ventaja es el pequeño espesor del mismo de 0,1 mm, además de tener un módulo de elasticidad mucho mas parecido al hueso(113, 270).

Harris et al. (113) fueron los primero en aplicar este método a la articulación de la rodilla. Este método utilizado por primera vez por Harris et al. (113) en 1999 se ha utilizado con distintos fines como demostrar que el incremento en la PFP tras obtener un injerto de tercio medio de tendón rotuliano para reconstrucción de LCA es despreciable(268).



Fig. 38; Utilización del método Tekscan "in vivo" de manera intraoperatoria

Todos estos estudios (en descarga y con movilidad pasiva) encuentran valores de PFP máximos relativamente bajos, en torno a 600 KPa.

Los 3 sistemas descritos hasta ahora requieren de estudios en humanos, principalmente en cadáver, lo cual tiene una limitación económica así como una capacidad de repetición limitada, además de las limitaciones expuestas previamente(37).

- Los **modelos computacionales**, el cuarto tipo de experimento para mediar las PFP, han aumentado su número exponencialmente en los últimos años, al ser una herramienta con grandes posibilidades, que ha saltado del campo de la ingeniería a los estudios de

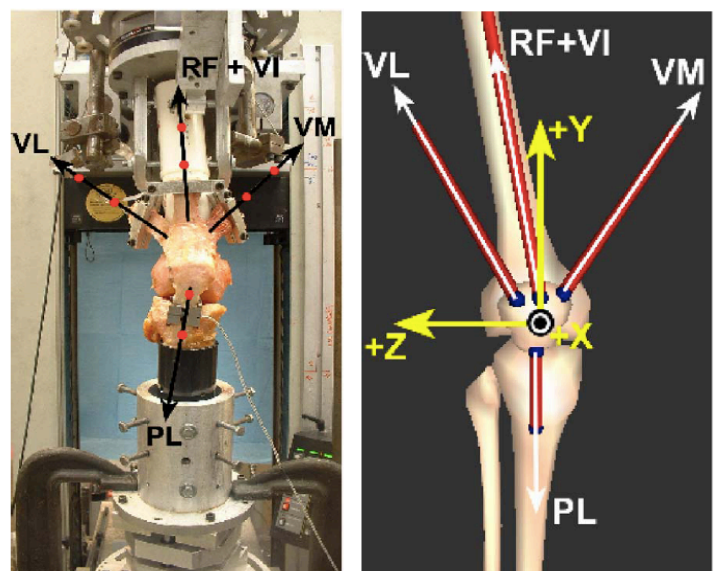


Fig. 39; Validación de un modelo computacional con montaje experimental Tekscan(202)

biomecánica(62). En el caso del estudio de la articulación FP al igual que en el resto de localizaciones, estos modelos requieren de la introducción de una serie de parámetros para poder realizar el análisis computacional. La cinemática FP, las fuerzas del cuádriceps así como las cargas se obtienen de estudios previos realizados en voluntarios sanos o en cadáver sobre un aspecto concreto del aparato extensor(62). Tras introducir los distintos parámetros que el investigador considera necesarios, se obtiene a una representación gráfica de la rótula obtenida a partir de pruebas de imagen, siendo la principal ventaja de los modelos computacionales la capacidad para manipular el modelo(37). Uno de los primeros estudios de modelos computacionales sobre la articulación FP tenía como objetivo precisamente validar esta nueva técnica para el estudio de las PFP. Fue realizado por Powers et al. en 2006, y consistió en crear un modelo *in vitro* similar a los vistos previamente, para posteriormente copiarlo en un modelo computacional de elementos finitos, con los mismos parámetros que en el estudio *in vitro*(202). Validaron la nueva técnica y tal y como exponen en su conclusiones; *“si para condiciones como las experimentales los resultados de presión obtenidos son iguales a los medidos directamente, modificando estas condiciones en el sentido de hacerlas mas reales, la simulación computacional aporta una ventaja única en biomecánica”*.

A modo de ejemplo los valores registrados en el modelo computacional de Bischoff et al., “más realista” se registran valores de 48 MPa para bajar escaleras y de 47 MPa para subirlas. Estas cifras son mucho más altas que las registradas previamente con modelos mecánicos experimentales en laboratorio, lo que refleja la importancia de cara al diseño de un implante por ejemplo, de introducir los parámetros de la manera más realista posible. Además permiten al igual que los experimentales localizar con exactitud la distribución de la presión y demás variables. En la sección a continuación (análisis de elementos finitos) profundizaremos en la metodología aplicada y veremos los estudios computacionales de mayor repercusión sobre la rótula.

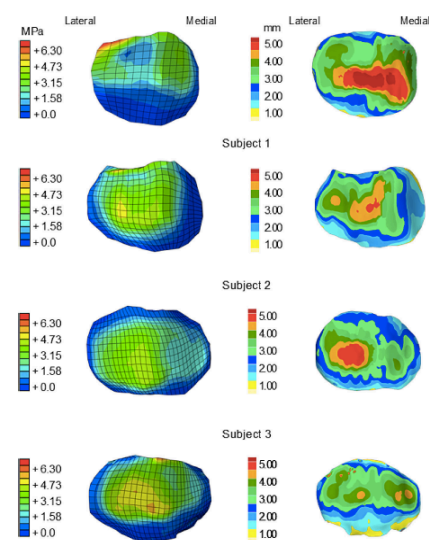


Fig. 40: Obtención de contornos de presión y tensión en un modelo computacional de la rótula; un análisis de elementos finitos

1.3) Análisis de elementos finitos (AEF)

“El AEF se basa en el principio de divide y vencerás”

“El análisis computacional es hoy en día el patrón oro para el estudio en biomecánica”

“La precisión del AEF es directamente proporcional a la optimización de cada una de sus fases”

1.3.1) Introducción

El análisis de los elementos finitos (AEF en castellano o FEA en inglés) es un método numérico para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales. Es la alternativa más útil al método matemático clásico, el cual trabaja con ecuaciones exactas y soluciones exactas(45, 164, 285). El AEF a diferencia del método clásico trabaja con ecuaciones exactas y soluciones aproximadas, permitiendo trabajar con problemas mas complejos(145, 164), como los que se encuentran en ingeniería y en biomecánica.

El método de elementos finitos es en esencia un método de simulación. La simulación es una de las más grandes herramientas de la ingeniería, la cual se utiliza para representar un proceso complejo mediante la suma de procesos mas simples con los que poder interactuar(24, 31). Esta simulación surge cuando la demanda del ser humano por trabajar con estructuras complejas y comprender las fuerzas que actúan en ellas sobrepasa a la capacidad analítica matemática(24, 31). Dicho de otra manera el análisis de elementos finitos es una simplificación del método matemático clásico, que a su vez ha permitido solucionar problemas más complejos, utilizando para ello dos herramientas básicas; la **aproximación** y la **discretización** (32, 45, 88, 137, 190, 285).

El método de los elementos finitos considera a la estructura como un ensamble de pequeñas partículas de tamaño finito, cuyo comportamiento es obtenido formulando un sistema de ecuaciones algebraicas a partir de sus coordenadas, que pueden ser rápidamente resueltas con un ordenador(17, 208). Estas partículas son las llamadas elementos finitos y sumar el comportamiento de cada una de ellas es lo que nos permitirá conocer el comportamiento global del sistema estudiado.

Es en esencia algo similar a lo que se hace en la fotografía, pues representamos la realidad que tenemos delante mediante una sucesión de matrices de puntos de colores, los pixeles, cada uno de los cuales aportará al conjunto una única variación de color, pero que en conjunto representan fielmente el objeto de interés mediante una división o discretización del mismo, lo que en esencia es una aproximación.

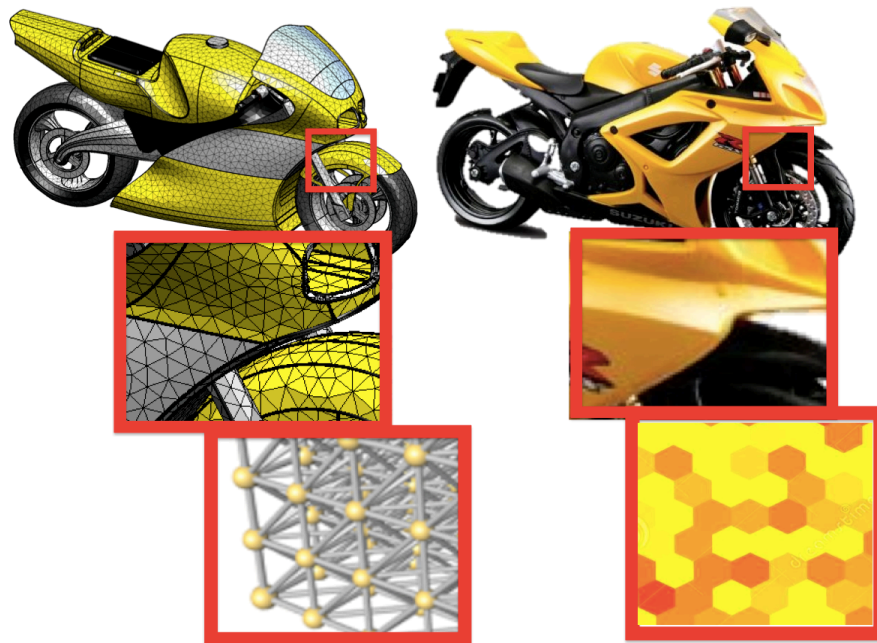


Fig. 41; Motocicleta representada computacionalmente con elementos finitos y fotográficamente con píxeles

1.3.2) Breve historia del AEF

Aunque el nombre del AEF se ha establecido recientemente, uno de sus conceptos básicos, la discretización se ha usado desde hace varios siglos. La idea de representar un dominio mediante un conjunto de elementos discretos parece algo intrínseco al ser humano ya que se extiende en las distintas culturas. En el antiguo Egipto (1800 a.C) se empleaban métodos de discretizado para determinar el volumen de las pirámides. En Occidente, Arquímedes (289a.c.) utilizó un método semejante al del elemento finito para determinar el volumen de sólidos complejos(240, 285). En oriente se utilizó el discretizado para aproximar el cálculo del número Pi. El matemático chino Lui Hui (300 d.C.) empleó un polígono regular de 3072 lados para calcular la longitud de la circunferencia con lo que conseguía una aproximación al número Pi de 3.1416(237, 240).

Vemos como la idea de dividir la realidad compleja en objetos más simples para luego combinar sus medidas parece un hito común en el desarrollo cultural del ser humano(240, 285). Será sin embargo en el siglo XX cuando se desarrolla el AEF tal y como lo conocemos hoy en día y su origen lo podemos situar en el matemático R. Courant en 1943 (15). Courant fue el primero en utilizar estructuras triangulares para representar vigas y así predecir la tensión y la presión a las que se someten(15, 237, 285). En 1960, Clough introdujo, por primera vez, el término elemento finito, en su trabajo “The Finite Element Method in Plane Stress Analysis”(48). Clough trabajó en la industria aeronáutica, concretamente en la empresa Boeing. Realizó un modelo de la estructura de un avión formado por triángulos y rectángulos que definió con gran precisión la resistencia del aparato así como su desplazamiento(15). En esta época (1957) el ordenador que utilizó Clough era un IBM 701 digital, con 16 bits de memoria,

capaz de trabajar con un número máximo aproximado de 40 ecuaciones(48). El desarrollo paralelo del computador digital hizo que en la década de los sesenta el método tuviera una gran difusión entre los ingenieros estructurales, sin sólida formación matemática en la mecánica de medios continuos, permitiéndoles complejas simulaciones. Tanto es así que los responsables del desarrollo del lenguaje de programación, Dong y Hermmann, quienes dirigieron su investigación a la solución de elementos finitos de deformaciones en las placas integrantes de los motores de los cohetes sólidos(135), pronto obtuvieron un contrato en la NASA, para utilizar en AEF en el estudio de la reentrada en la atmósfera del proyecto Apollo(135).

Actualmente el método se encuentra en una fase de gran expansión: es ampliamente utilizado en la industria y continúan apareciendo cientos de trabajos de investigación en este campo. Los ordenadores han aportado el medio eficaz de resolver la multitud de ecuaciones que se plantean en el AEF, cuyo desarrollo práctico ha ido caminando parejo de las innovaciones obtenidas en el campo de la arquitectura de los ordenadores, así como su descentralización para uso particular(135).

1.3.3) Conceptos/pasos básicos en un AEF

El concepto básico de AEF es el dividir el continuo en un número finito de elementos, es decir discretizar el continuo y resolver cada uno de los elementos de las ecuaciones del sistema para después ensamblar la solución total. Se entiende por discretizar al proceso de modelación de un cuerpo; división equivalente del mismo en un sistema conformado por cuerpos más pequeños, los elementos finitos(17). Estos elementos están interconectados por medio de puntos comunes o **nodos**, los cuales forman superficies que se comportan como entidades de control independientes.

En el análisis de elementos finitos no se resuelve el problema como si el objeto fuese una sola pieza, sino que este subdivide el elemento en un número finito de elementos que a su vez arrojan resultados individuales cuya fusión genera una sola solución. El

comportamiento mecánico de cada elemento, queda definido por un número finito de parámetros llamados grados de libertad(17). Estos grados de libertad serán aplicados a los puntos o nodos que forman el elemento, los cuales pueden formar parte a su vez de elementos del entorno. El comportamiento en el interior de cada elemento queda perfectamente definido a partir de lo que sucede en los nodos a través de una adecuada función de interpolación(145).

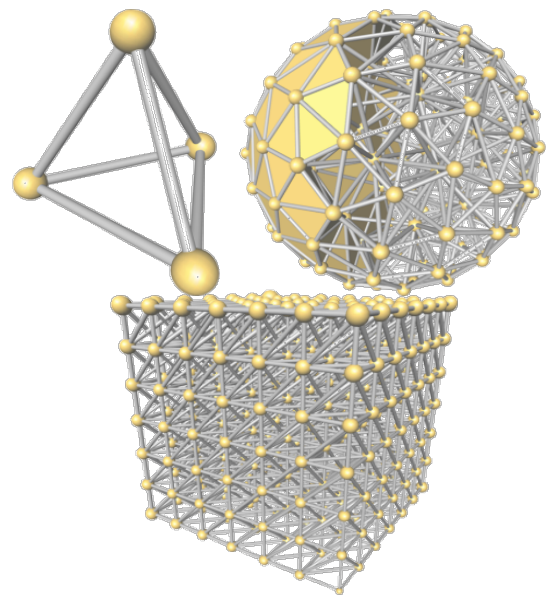


Fig. 42; Representación de estructura mediante elemento finitos de tipo tetraedro

Una vez establecidos los diversos coeficientes del modelo como cargas y condiciones de contorno, los resultados son automáticamente calculados por el ordenador a partir de la geometría y las propiedades físicas de cada elemento. Sin embargo queda en manos del usuario decir hasta que punto la discretización utilizada en el modelo representa adecuadamente el modelo de la estructura(164). Actualmente el método de los elementos finitos ha sido generalizado, existiendo unos pasos básicos en el procedimiento de AEF que funcionan dentro del software(17, 45, 145). La secuencia de trabajo se agrupa en 3 pasos fundamentales, siendo el primero de ellos el que consume casi todo el trabajo humano que debe llevarse a cabo:

- Paso 1: Pre-proceso o modelado de la estructura

Esta fase será la más compleja y exigente para el investigador, ya que será él mismo quien deba crear la forma física del sistema real, y aplicar a esta forma los materiales e interacciones entre elementos, comenzando para ello por crear un esbozo del objeto a estudiar. Para este esbozo se utilizarán programas de CAD (diseño asistido por computadoras) o bien aplicaciones del software de AEF que nos ayudarán a crear el modelado de nuestro objeto de interés, en el proceso denominado idealización(145). La idealización no es más que convertir un objeto real en un objeto geométrico que tras discretizarlo va a constar de varios elementos ensamblados en una malla. Los elementos además de la forma, van a representar el comportamiento y las propiedades mecánicas (285). En la fase de pre-procesador, junto con la geometría de la estructura se van a definir las propiedades materiales, las superficies dónde van a actuar las cargas y las condiciones de contorno. En el soporte ilustrado, se crea una estructura con forma geométrica igual al objeto de interés, la cual convertimos en una malla formada por elementos triangulares volumétricos (tetraedros), a los cuales les aplicamos las características materiales del aluminio.

A continuación seleccionamos los elementos dónde se restringirá la movilidad (condiciones de contorno); seleccionamos los elementos del soporte donde los tornillos lo fijan a la pared y a la vez se definirá la superficie donde actuarán las fuerzas; superficie superior de apoyo de las cargas.

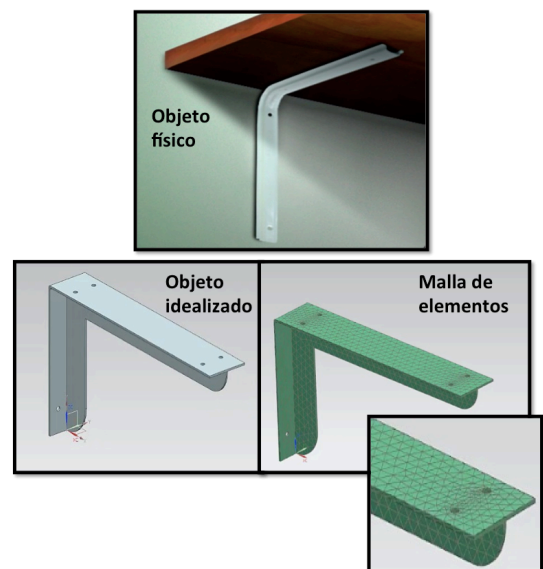


Fig. 43; Idealización y discretización de un objeto para convertirlo en una malla de elementos finitos

- Paso 2: Análisis

En este segundo paso vamos a aplicar a la geometría las cargas y condiciones mecánicas de interés en nuestra simulación para generar ecuaciones matriciales para cada elemento que forma la estructura(285). En el caso de nuestro ejemplo en los tornillos a la pared deberemos restringir los 6 grados de libertad en los nodos de los elementos que intervienen, mientras que en los nodos de los elementos de la superficie que recibe la carga obraremos de manera similar simulando la carga que queremos aplicar así como la velocidad y dirección de aplicación.

Cada nodo nos dará una ecuación resultante. Estas ecuaciones matriciales se ensamblaran después para generar una ecuación global de la estructura que nuestro ordenador resolverá. La forma de las ecuaciones individuales, así como la ecuación estructural es siempre:

$$F = (K)(u)$$

Dónde F : fuerza, K : rigidez y u ; desplazamiento.

En esencia durante esta fase aplicamos a cada uno de los varios miles de nodos; un movimiento posible en los tres planos del espacio, otro movimiento imposible o prohibido, aplicamos una fuerza y vemos como el nodo se desplaza o bien como acumula energía(285). La ecuación resultante se resuelve tras la simulación y a partir de los valores introducidos en la fase anterior, se calculan los valores resultantes de tensión, esfuerzo, desplazamiento y deformidad. Todos los resultados se almacenan y se pueden utilizar para crear parcelas gráficas y tablas en el post-análisis.

- Paso 3: Post-procesado

Este es el último paso en un análisis de elementos finitos. Los resultados obtenidos en la segunda etapa son por lo general datos en forma bruta y difíciles de interpretar.

En el post-análisis se utiliza una aplicación de CAD para manipular los

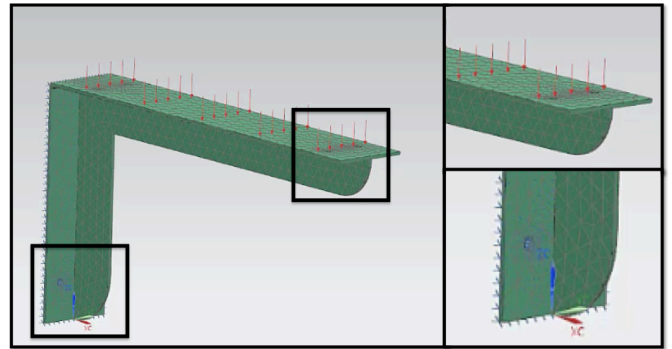


Fig. 44; Aplicación a la malla de las cargas y de las condiciones de contorno (restricciones de movimiento)

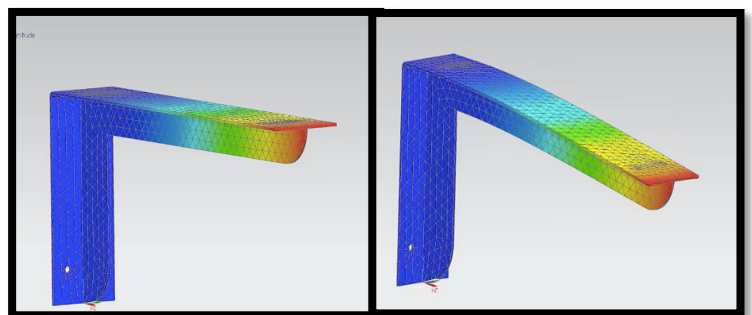


Fig.45; Visualización de las variables resultantes de interés tras el análisis

datos y poder generar simulaciones visuales de las deformaciones en la estructura, la creación de parcelas de estrés, animaciones, etc.(145). Esta representación gráfica de los resultados es muy útil para comprender el comportamiento de la estructura, disponiendo siempre de los datos objetivos para la correcta medición de interés del investigador. Las posibilidades de cálculo y exposición de los resultados son tan altas que ya en la fase previas predefinimos cuales van a ser de nuestro interés y cuales no para ahorrar tiempo computacional, ya que además de la mecánica, hay otras muchas simulaciones como conducción termoeléctrica y mecánica de fluidos(145).

Vamos a ver en detalle a continuación estas tres fases.

1.3.3.1)Pre-procesado

1.3.3.1.1) Idealización

La idealización es la fase en que convertimos un modelo físico (por ejemplo un espécimen de rótula) en un modelo matemático, es decir, la generación de un modelo el cual es una idealización de un sistema físico real(32, 45, 145). Este primer paso de idealización es un hito que no puede ser automatizado totalmente sino que debe ser hecho por el propio investigador. La persona responsable de este tipo de decisión debe de estar familiarizado con las ventajas y desventajas del modelado así como del rango de aplicabilidad de cada modelo(66).

Existen tres formas básicas para el modelado de nuestro objeto,

- Crear desde cero los modelos en software específico de diseño asistido por ordenador (CAD), (145, 190). Método útil en ingeniería pero no así en biomecánica dónde las estructuras son más complejas.
- El segundo método es una optimización del anterior, y se trata de utilizar interfaces CAD disponible prediseñadas (en biomecánica será incorporar ficheros CAD de implantes comerciales a los AEF)(2).
- El tercer método es una ventaja única de la biomecánica en el que gracias a las técnicas de reconstrucción de imagen en 3 dimensiones somos capaces de generar estos modelos geométricos a partir de las reconstrucciones tridimensionales de las piezas anatómicas(199).

Cualquiera de estas técnicas tiene como objetivo reducir la complejidad del modelo a proporciones manejables sin perder precisión(66). Este control de la complejidad se consigue mediante el filtrado de los detalles físicos que no son relevantes para el diseño y el proceso de análisis. A la hora de representar un ligamento dentro un AEF tenemos la opción de representarlo como una estructura con un elemento tridimensional con unas dimensiones y dirección igual a las reales y aplicar unas propiedades materiales concretas, o idealizarlo como un elemento mono-axial (en una dimensión) con una dirección y unas características elásticas idénticas a su función(24).

1.3.3.1.2) Formación de la malla; Tipos de elementos

En el AEF, la discretización de un modelo es otro nombre para la generación de mallas. La idealización previa ha simplificado nuestro objeto físico, sin embargo estos modelos no son necesariamente simples de resolver. Para hacer simulaciones numéricas prácticas es necesario reducir el número de grados de libertad a un número finito manejable(199). Esta reducción es lo que llamamos discretización, siendo su producto el modelo discreto.

La mayoría de los programas de AEF comerciales tienen la capacidad de generar automáticamente una malla para realizar AEF. El usuario tiene que proporcionar el tipo de elemento así como las propiedades mecánicas del mismo antes de poder introducir las condiciones de constricción o contorno y las cargas(145). La elección de los elementos para representar la estructura es una cuestión tanto de juicio como de experiencia previa con el procedimiento de AEF en estructuras similares a las que se trabaja. La precisión de nuestro AEF es proporcional a la fidelidad a la hora de representar las estructuras de interés con elementos que consigan una forma geométrica similar a la estructura real. La recomendación básica a la hora de realizar el mallado es “mantener el tamaño de los elementos lo suficientemente pequeño para dar buenos resultados y sin embargo lo suficientemente grande como para reducir el tiempo de cálculo”(199).

Los elementos más pequeños son deseables donde los resultados están cambiando rápidamente (se deforman, se desplazan o están sometidos a estrés). Elementos grandes pueden ser utilizados en las localizaciones de deflexión o tensión que son relativamente constantes. Si bien una forma geométrica concreta no puede representar a todas las formas estructurales posibles de ingeniería, casi todas las estructuras se pueden aproximar por los siguientes elementos básicos(66, 88, 233):

a) Elementos de línea: Son elementos que constan de dos nodos, como son elementos de viga. El área de sección transversal se supone constante a lo largo del elemento. El elemento puede tener más de dos nodos, y puede ser una curva en lugar de una línea recta.

b) Elementos en 2-D: Elementos que tienen geometría similar a una placa plana y disponen de una forma triangular o cuadrangular, con 3 o 4 nodos. Las cargas en elementos sólidos en 2-D sólo se pueden aplicar en su plano y las

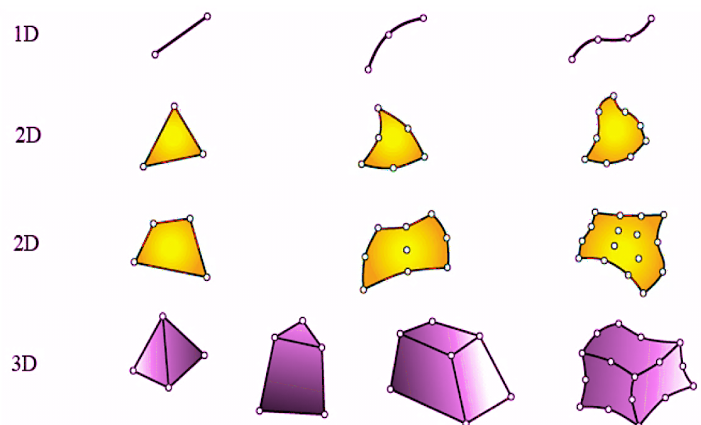


Fig. 46; Tipos de elementos en el AEF

deflexiones también ocurren sólo en el plano de los elementos.

c) Elementos en 3-D o elementos sólidos: Elemento que tienen una geometría 3-D. Los elementos básicos en 3-D sólidos disponen de una forma básica tetraédrica (4 caras) o hexaédrica (6 caras).

Al representar nuestra estructura con cualquiera de los elementos que hallamos seleccionado nos encontramos con una malla representada por elementos y nodos. Los nodos son las esquinas de los elementos sobre los que se va a calcular el desplazamiento bajo una carga. Los nodos van a servir a un doble propósito: definición de la geometría del elemento, y base de actuación de los grados de libertad.

Si en un nodo tenemos seis grados de libertad (3 desplazamientos y 3 rotaciones) y nuestro sistema consta de 500 nodos, los desplazamientos nodales van a ser 3000, es decir, vamos a enfrentarnos a un problema de 3000 desplazamientos con 3000 ecuaciones. Obtener una idea física de este problema conlleva una alta complejidad, para lo cual una imagen gráfica de la incorporación de estos valores que muestre la estructura en su posición final de desplazamiento o deformidad dará una comprensión física muy útil del problema(145).

1.3.3.1.3) Materiales

Un paso básico al utilizar un programa de elementos finitos es asignar un modelo de material a cada uno de los elementos. Una vez creada la malla, compuesta de varios miles o incluso millones de elementos podemos asociar un modelo de material a la totalidad o a subgrupos de elementos de la malla. La biblioteca de materiales en programas de AEF como Abaqus® (Simulia, Providence, Rhode Island, Estados Unidos), permiten modelar la mayoría de los materiales de ingeniería, incluyendo metales, plásticos, o materiales compuestos como el hormigón(145). Independientemente del material concreto que utilicemos, vamos a tener que definir una serie de propiedades sobre los mismos que nos interesen de cara al análisis que vamos a realizar(36, 116, 198). Estas propiedades de los materiales van a variar, al igual que las cargas según el tipo de solución; para un análisis estático lineal, por ejemplo, se requerirá únicamente el módulo elástico, el coeficiente de Poisson y la densidad de cada material(16, 271). Las propiedades térmicas no serán necesarias para un análisis mecánico de este tipo pero serán necesarios para un análisis térmico.

Dependiendo de la propiedad del material, los sólidos pueden ser elásticos, lo que significa que la deformación en los sólidos desaparece completamente si se descarga, o plásticos, lo que significa que la deformación en los sólidos no se puede recuperar completamente cuando se descarga(16, 198). El alcance de este trabajo se ocupa de los sólidos y estructuras de materiales elásticos. Además, este trabajo sólo se ocupa de los problemas de deformación moderada, donde

la deformación y la carga tiene una relación lineal. Por lo tanto, nuestros problemas van a ser lineales elásticos.

Otro punto de interés de cara al actual trabajo es que los materiales además de plásticos o elásticos los podemos categorizar como anisotrópicos, lo que significa que la propiedad del material varía con la dirección de la fuerza aplicada(16, 125, 198). La deformación en el material anisotrópico causada por una fuerza aplicada en una dirección particular puede ser diferente de la causada por la misma fuerza aplicada en otra dirección. Tienen que utilizarse muchas constantes del material para definir las propiedades materiales de los materiales anisotrópicos, lo cual aumenta muchísimo la complejidad del AEF(16, 125, 198). Los materiales en ingeniería van a ser en general isotrópicos, donde la propiedad material no es dependiente de la dirección y sólo hay dos constantes independientes del material que son el módulo de Young y la relación de Poisson(198, 275).

En el caso de la biomecánica la aplicación de propiedades materiales será un punto dónde más atención hay que poner ya que estas serán heterogéneas, siendo el tejido óseo el material anisotrópico de referencia(198, 275). A priori representar la anisotropía requiere no solo representar la densidad, el módulo de elasticidad y el plasticidad o Poisson sino que habría que definir estos para cada dirección y en cada porción del objeto, lo que a día de hoy se convierte en una tarea imposible, a la que como veremos más adelante se le ha dado solución.

1.3.3.2) Fase de Análisis

Dentro de la fase de análisis tenemos una parte interactiva (similar a la de pre-procesamiento) que requiere mucho tiempo por parte del investigador, y una fase de cálculo (proceso automatizado) que consume gran parte de los recursos del ordenador(145, 240). El tiempo de cálculo para el procesamiento varía en gran medida dependiendo del tamaño del problema: de menos de un segundo a varias horas o días. El tiempo de cálculo, así como el espacio de memoria necesario aumentan dramáticamente al pasar de un problema en 2 dimensiones a uno en 3 dimensiones así como al pasar de un problema estático (como el actual) a uno dinámico en que la inercia y los cambios a lo largo del tiempo introducen una nueva fuente de variabilidad. Esta fase se realiza íntegramente dentro del software específico de AEF y requiere en la primera parte (interactiva) definir las condiciones de contorno así como las cargas.

1.3.3.2.1) Las condiciones de contorno

Las condiciones de contorno son las restricciones que representan el ambiente en que está envuelto el objeto. Son las que definen si las fuerzas que actúan sobre un cuerpo hará que se flote libremente y se desplace sin experimentar deformación (poca restricción) o por el contrario aumenta la tensión (también denominada stress) o la deformación en el caso de que restrinjam algunos grados de libertad(36, 164). Mientras que el stress se define como el esfuerzo o tensión

que sufre la estructura bajo una fuerza la deformidad será definirá como el cambio de la forma del objeto bajo la acción de la fuerza. La relación entre stress/deformidad, que es lo que conocemos como rigidez será definida tanto por las propiedades materiales como por las condiciones de contorno(232). Si las condiciones son demasiados estrictas, utilizando constricciones en exceso, el modelo va a tener una rigidez mayor que la real, mientras que si estas son insuficientes pueden ocurrir desplazamientos irreales en el objeto.

Estas condiciones puede ser especificadas para afectar únicamente a un nodo concreto o bien a entidades geométricas enteras como una superficie en concreto(145).

Para entender el concepto de condiciones de contorno tomaremos el caso de un objeto en tres dimensiones el cual queremos restringir totalmente (bloquear los 6 grados de libertad que posee) . En el ejemplo de la figura 48, se han fijado tres grados de libertad en el punto A. Esto evita todas las traslaciones del objeto en los tres ejes, pero aún no hemos bloqueado las tres rotaciones posibles. Para restringir la rotación en el eje “z” se añade una condición de contorno de restricción en el punto B para el desplazamiento en el eje “x”, mientras que para evitar la rotación en el eje “y” constreñimos el desplazamiento en el eje “z” en el punto C. Por último para evitar la rotación alrededor del eje “x” restringimos el desplazamiento a lo largo del eje “y” en el punto D. Con la introducción de todas estas condiciones de contorno en el elemento conseguimos que los nodos que los forman tengan una restricción total, lo que en muchos programas de AEF se denomina nodos encastrados.

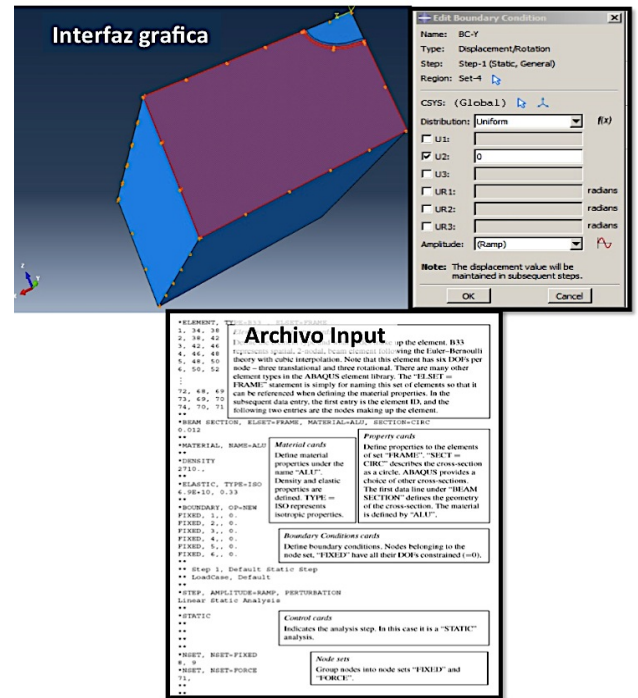


Fig.47; Aplicación de condiciones de contorno (restricción de grados de libertad) a una superficie

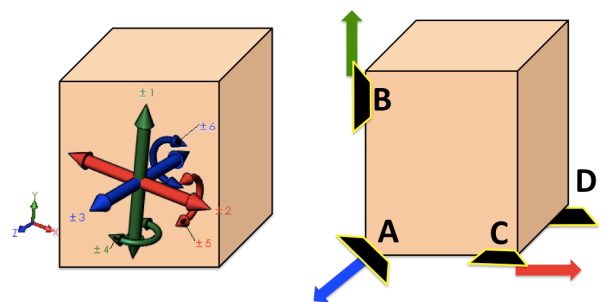


Fig.48; Encastre (restricción de los 6 grados de libertad) de un elemento tridimensional

1.3.3.2.2) Cargas

De manera similar a las condiciones de contorno, vamos a definir en las dos primeras fases las regiones o superficies de nuestro objeto sobre las que actuarán las fuerzas y por otro lado la magnitud y forma en que estas se aplicarán(145). Las fuerzas que aplicamos en nuestro AEF

pueden convertir el tipo de análisis en estático y / o dinámico. En las estructuras bajo la acción de fuerzas dinámicas que varían con tiempo, no sólo nos interesará el estado final de equilibrio sino en que momento ocurren los fenómenos, apareciendo además los conceptos de aceleración e inercia. Para nuestro estudio vamos a utilizar un tipo especial de análisis denominado cuasi-estático en el que la inercia va a ser despreciable al ser la sentadilla, nuestro modelo a resolver, un ejercicio a baja velocidad(69, 70).

1.3.3.2.3) Solución del AEF

La aplicación secuencial de todos los pasos descritos previamente ha conducido a un sistema simultáneo de ecuaciones algebraicas donde las incógnitas son los desplazamientos de los nodos. Será a partir de los valores de desplazamiento de los nodos se calculan la tensión (estrés) y reacciones(198, 285).

En este punto el AEF se basa en el principio de mínima acción, un concepto de física que se puede resumir como que “al sumar la rigidez de cada uno de los elementos y multiplicarla por los vectores de desplazamiento nodal aproximamos a una solución mecánica el problema” . La veracidad de esta solución está determinada por la precisión de los datos introducidos en la fase de pre-procesamiento. Dicho de otra manera a partir del desplazamiento de los nodos calculamos la deformidad, y a partir de la deformidad corregida por la restricción (condiciones de contorno de los elementos) calculamos la tensión y esfuerzos y si llegase el caso la ruptura.

1.3.3.3) Fase de post-procesado

Todos los resultados se almacenan y se pueden utilizar para crear gráficos y tablas en el análisis de post-procesamiento que veremos en la propia malla previamente creada(198, 285). La malla de elementos tras la resolución del análisis es realmente una relación de desplazamiento-nodos, en la que interactúan todas las variables introducidas; restricción, material, forma y cargas.

En esta fase el investigador revisa los resultados del análisis(145). El post-procesamiento se inicia con un control minucioso de los problemas que pueden haber ocurrido durante la fase de análisis(15). La mayoría de los paquetes de procesamiento proporcionan un archivo de registro, dónde hay que revisar las

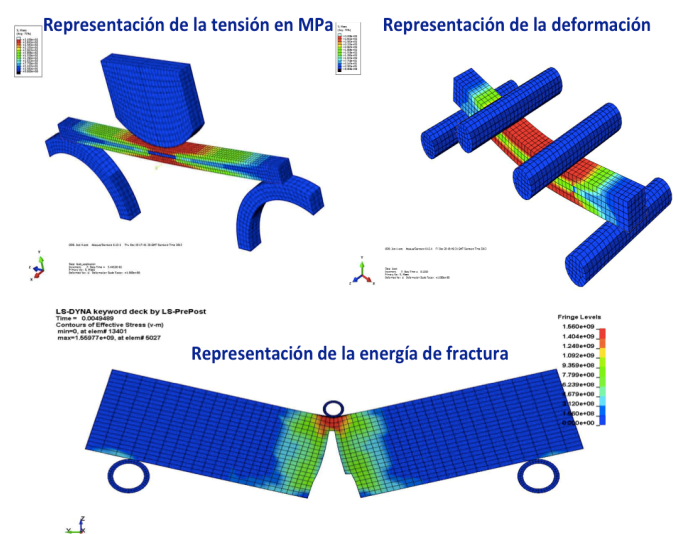


Fig. 49: Visualización de los resultados; tensión o stress, deformación y claudicación del objeto

advertencias o errores que el programa de análisis ha detectado, y que también proporcionará una medida cuantitativa del buen comportamiento de los procedimientos numéricos durante la solución(145).

Una vez que la solución se verifica para estar libre de problemas numéricos, los valores de interés pueden ser examinados. Existen muchas opciones disponible de visualización de la información resultante, la elección de las cuales, depende del significado físico de interés(285); tensión, deformación o desplazamiento por ejemplo.

1.3.4) AEF en biomecánica

Los métodos de ingeniería en general, y el AEF en particular, han sido en el caso de la cirugía ortopédica de gran valor para el estudio y el desarrollo de implantes así como para tratar los trastornos músculo-esqueléticos (243). El AEF se ha utilizado para mejorar nuestra comprensión de las fracturas y el comportamiento fisiológico de los huesos(129). Con la llegada de ordenadores más potentes y las mejoras técnicas de AEF asociadas a modalidades de imagen más avanzadas, la posibilidad de producir un modelo del aparato locomotor que representa fielmente las estructuras de interés es hoy en día un realidad(199). De hecho *el AEF es la técnica de computación avanzada más expandida en biomecánica para el análisis estructural de todo tipos de tejidos humanos*, como la evaluación de la redistribución de la carga en el tejido óseo después de la introducción de un implante(199).

Como en otras áreas de la traumatología, las aplicaciones del AEF en el cuerpo humano fueron pioneras en el campo de la odontología, sin embargo la repercusión económica de los problemas musculo-esqueléticos (5% del PIB de EEUU) pronto hicieron virar la tendencia de estos modelos computacionales al aparato locomotor(199, 221). La primera aplicación de la AEF en la biomecánica fue presentada en 1972. Se utilizó el AEF para construir un modelo del fémur humano para aplicaciones ortopédicas (34). Los autores establecieron un modelo isotrópico bidimensional con aproximadamente 1.000 elementos triangulares e investigaron diferentes condiciones de carga de la pierna humana.

Debido a la creciente potencia de los ordenadores pronto se hizo posible realizar modelos

tridimensionales que permiten una representación mejorada de la compleja anatomía de partes del cuerpo humano, que hizo que el método mejorase y muchos más investigadores se animasen

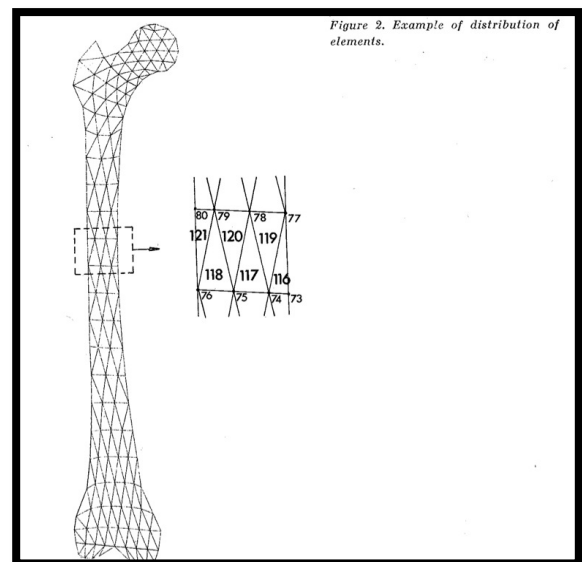


Fig. 50; Primer modelo de elementos finitos en cirugía ortopédica, de 1972(34)

a utilizar esta novedosa técnica. Tanto es así que en 1983 Huiskes et al. (130) dieron una visión general de la primera década del modelado de elementos finitos en el campo de la biomecánica aplicada a la cirugía ortopédica.

El objetivo del AEF en biomecánica es estudiar cómo es la respuesta del aparato locomotor en diferentes escenarios(36). Estos objetivos son compartidos con los estudios experimentales, ya sean con cadáveres o con voluntarios vivos, existiendo en ambos casos distintas limitaciones (éticas y de fidelidad), las cuales se intentan superar con los métodos de simulación computacional(36, 215). En este contexto el análisis de elementos finitos (AEF) se ha convertido en una herramienta poderosa y de gran difusión con capacidad de estudio predictivo de la biomecánica en la cirugía ortopédica en lugar de únicamente descriptivo o analítico(66). Tanto es así que desde la revisión antes comentada de la década de los ochenta el número de trabajos publicados sobre análisis de elementos finitos en cirugía ortopédica ha aumentado un 6000% entre 1980 y 2009(66). Las áreas de aplicación de estos trabajos cubren una gran variedad de problemas biomecánicos. Actualmente, los modelos de AEF son ampliamente utilizados en la investigación y la industria. El espectro de aplicación abarca desde el diseño protésico hasta estudios en la biomecánica del aparato locomotor en el deporte(150, 261).

1.3.4.1) Metodología del AEF en biomecánica

Los pasos a seguir a la hora de realizar un AEF serán los mismos en biomecánica que los que hemos visto en ingeniería, con algunas ventajas e inconvenientes. La principal ventaja es la posibilidad de realizar pruebas de imagen que nos van a ayudar a la hora de representar la geometría y las propiedades materiales de nuestros modelos mientras que el inconveniente principal va a ser la complejidad tanto funcional como anatómica de los mismos(233).

Así pues los AEF los dividiremos de nuevo en tres procesos principales:

<i>Pre-procesamiento</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Elección de la muestra/espécimen - Pruebas de imagen a utilizar - Idealización o creación de nuestro objeto matemático: <i>Post-procesado de las imágenes</i> - Discretización: elección de los elementos finitos - Asignación de propiedades materiales y su mapeo
<i>Análisis</i>	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicación de condiciones de contorno - Aplicación de cargas
<i>Post-procesamiento</i>	

Tabla 3; Metodología del AEF en biomecánica

1.3.4.1.1) Elección de nuestra muestra

A la hora de elegir como realizar un modelo para un AEF tenemos dos formas básicas de actuación: realizar un análisis de elementos finitos específico para una muestra como es nuestro caso o hacer uno genérico. La primera forma es utilizar directamente las pruebas de imagen tridimensionales (3D) como la tomografía computarizada y la resonancia magnética nuclear (RMN) para la adquisición de un modelo de una muestra o muestras de nuestro interés al cual posteriormente le asignaremos unas propiedades materiales(199).

La alternativa a utilizar una muestra específica de interés para realizar un AEF es utilizar los conocidos como SSIM (*statistical shape and intensity models*) o los SAM (*statistical appearance models*). Estos representan la forma media de los huesos para la población obtenida a través de una muestra, así como la distribución media de densidad en los huesos de la población(119). Permite a partir de técnicas de imagen (2D) ajustar la geometría 3D del “modelo estándar” (SSIM) para un paciente concreto. Tiene la ventaja en aplicación clínica de utilizar pruebas de imagen más simples. Sin embargo la representación de las propiedades materiales en este tipo de método es imprecisa, ya que no tiene en cuenta variaciones interindividuales ni propiedades como la anisotropía del hueso(280).

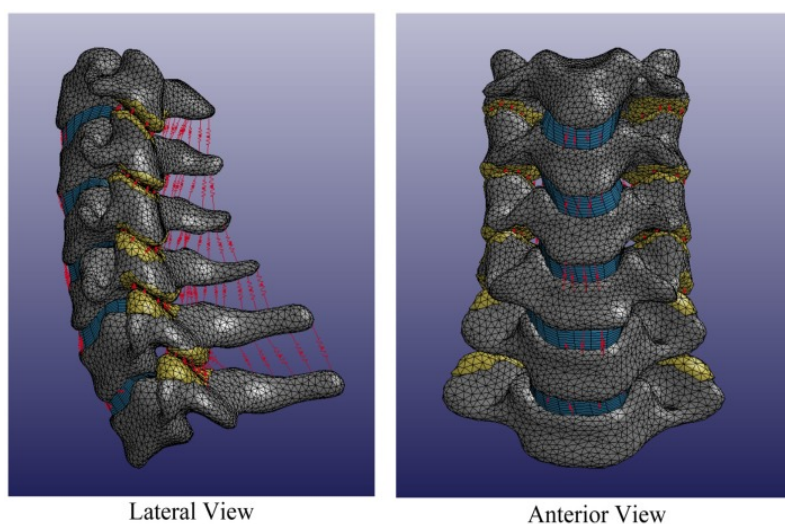


Fig. 51; Modelo vertebral cervical medio; vertebras en gris, discos en azul, facetas articulares en amarillo, ligamento en rojo

Puesto que este método de reciente aparición (2013) tiene como objetivo el poder aplicar el AEF en la práctica clínica habitual y no en la investigación, nos centraremos a partir de ahora en el AEF específico para una muestra o paciente(280). El método específico de modelado podrá utilizarse bien con muestras anatómicas de donante o con voluntarios. La ventaja del estudio con muestras anatómicas va a ser principalmente los protocolos de imagen con radiación que se van a poder utilizar sin limitaciones éticas(136). Otro hecho que se ha explorado en esta dirección es si existe una buena correlación entre los modelos resultantes de pruebas de imagen obtenidos en condiciones in vitro e in vivo. Trabelsi et al. demostraron una excelente correlación entre ambos modelos, que no se influían por la desecación de los especímenes(248).

1.3.4.1.2) Modalidades de imagen

Para poder representar la estructura del hueso en 3 dimensiones tendremos que utilizar una de las siguientes técnicas: La tomografía axial computarizada (TAC), La TC cuantitativa (TACQ), y la resonancia magnética (RMN). Todas ellas pueden proporcionar información en 3D en relación con la forma y densidad de distribución de hueso(126). Sin embargo la resolución no será igual en todas las pruebas, siendo la RMN, la que va a aportar menos información sobre las propiedades materiales del hueso y sobre la forma, aún menos en estructuras de alta densidad como el hueso cortical(195). Ello es debido a que su fuente de datos sobre la densidad es menor y porque el número de cortes que es posible realizar es del orden de 50-100 veces menos que en la TAC(18). El número de cortes ha demostrado tener una relación positiva con la precisión a la hora de predecir el comportamiento mecánico en un AEF(226). La TAC es pues frente a la RMN la prueba que nos va a aportar una mayor resolución espacial, y esta resolución volumétrica (3D) del TAC es dependiente de la dosis de radiación(216).

Los avances en las técnicas de imagen de alta resolución han sido al menos tan innovadores como los procedimientos de procesamiento posterior de imagen utilizados en el AEF (153). La introducción de la micro TAC cuantitativa periférica, permite visualizar la estructura trabecular con el máximo detalle hasta el momento, siendo la herramienta más precisa para obtener información de micro-arquitectura y propiedades materiales(194). La micro TAC tiene la resolución más alta disponible para realizar un AEF existiendo la limitación de su poca accesibilidad así como las dimensiones del aparato(194). La tomografía obtenida por multi-detectores (MDCT) por su parte, ha mejorado su precisión en los últimos años con respecto a tiempo de análisis y resolución espacial alcanzando una precisión comparable a la micro TAC en la precisión para un AEF en varios trabajos(18, 59).

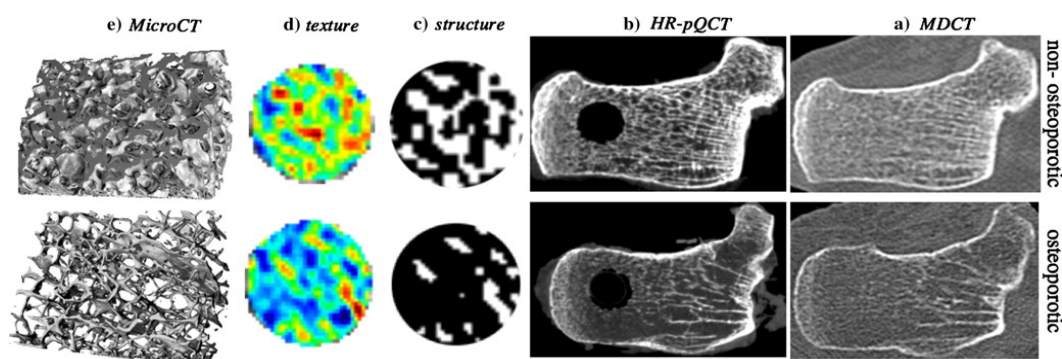


Fig. 52; Micro-arquitectura trabecular del calcáneo con Micro TC y MDCT

Por otra parte la MDCT ha demostrado frente a la RMN, tener una mayor precisión para crear en la etapa siguiente (discretización) un objeto más real, al poder aplicar técnicas de procesamiento automáticos no disponibles para RMN(41). Se ha propuesto incluso protocolos de MDCT específicos para realizar AEF(59). Es importante darse cuenta de que la adquisición de imágenes es fundamental para la captura de la forma y las características estructurales de los huesos, lo cual va a determinar la posterior precisión de nuestro AEF(36).

1.3.4.1.3) Técnicas de segmentación de imágenes

El objetivo de las técnicas de procesamiento de imágenes es extraer los datos específicos de la muestra/paciente a partir de imágenes adquiridas. Los datos extraídos incluyen modelos 3D de la forma del hueso, así como la distribución espacial de la escala de grises (intensidad) y sus valores dentro de la geometría del hueso (topografía material)(41). Las imágenes además de la forma y el material, también pueden incluir información con respecto a los parámetros de tejidos blandos tales como volúmenes musculares y puntos de fijación muscular, siendo para este punto más precisa la RMN que la variante de TC(29).

La imagen 3D resultante tanto de RMN como de TC es una colección de píxeles 3D, llamados voxels, cada uno de los cuales tiene un valor de la escala de grises en concreto. Cada voxel es el mínimo espacio donde se va a aplicar un valor concreto de la escala de grises(257). Las técnicas de segmentación van a seleccionar los voxels que posteriormente incluiremos en el análisis. Estas técnicas de segmentación pueden ser totalmente automáticas,

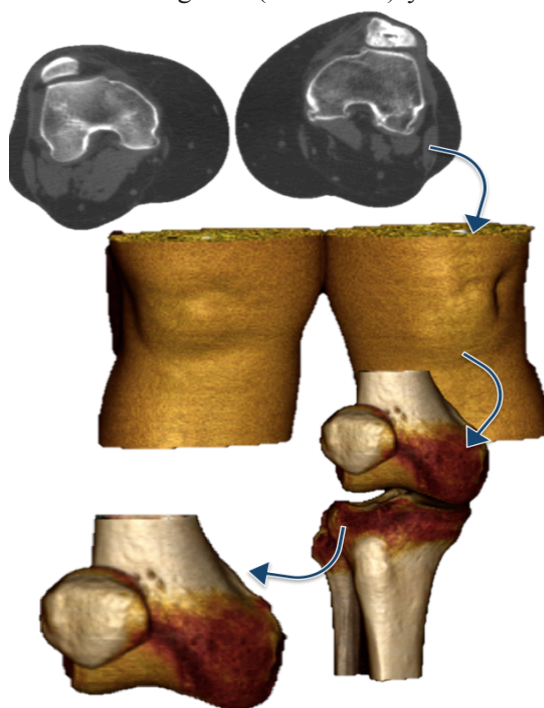


Fig. 53; Técnica de segmentación semiautomática utilizada en el HGUGM

semi-automáticas o manuales. La forma más eficiente de extracción de forma y morfología de información de las imágenes adquiridas se basa en procesos semi-automatizados de segmentación de imágenes(194). En este enfoque, la forma del hueso se obtiene primero usando técnicas globales y / o locales de umbralización automática (“*thresholding*”) seguido de ajustes manuales para asegurarse de que tanto la forma del hueso como los valores de escala de grises incluidos es la correcta(35).

La Segmentación semiautomática realizada por radiólogos anatómicamente formados o especialistas en procesamiento de imágenes se considera el patrón oro en términos de precisión de cara a preparar un modelo para realizar un AEF(220). Es la que utilizaremos en el

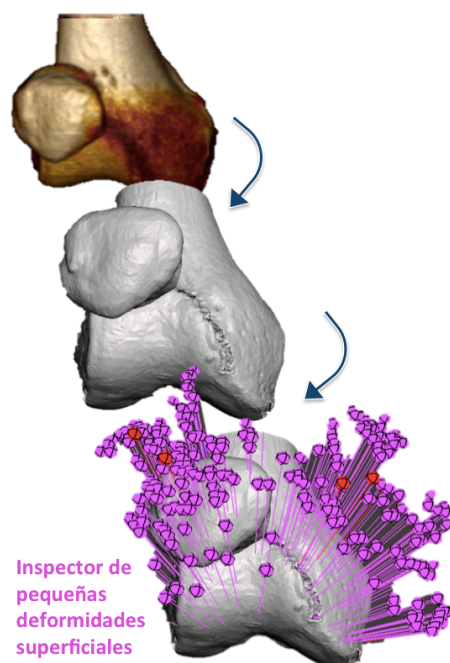


Fig. 54; Técnica de micro-deformación para mejorar la calidad del objeto

trabajo actual, ya que en nuestro centro los facultativos de Cirugía Ortopédica y Traumatología (COT) estamos familiarizados con la segmentación de imagen aplicada a la impresión 3D.

Antes de pasar a la siguiente fase (discretización) hemos de mejorar la calidad de nuestro objeto resultante sin perder precisión, para lo cual hay una serie de técnicas validadas que se incorporan en los distintos software de procesado de imágenes(60). Entre estos se encuentran algoritmos de micro-deformación para cerrar pequeños orificios superficiales, como son la entrada de arteriolas, o los de contorneado activo que suaviza algún artefacto de superficie resultado de la reconstrucción superficial de las imágenes(60, 280).

Si bien estas técnicas de procesamiento semi-automáticas de imágenes son una técnica que requiere el consumo de recursos económicos y humanos para ser utilizada de rutina en el diagnóstico, se ha empleado en diversos casos para el desarrollo de implantes a medida en cirugía ortopédica como para la planificación quirúrgica tanto de cirugía traumática como electiva(280). En nuestro centro se ha utilizado la segmentación semi-automática como parte del proceso para planificar cirugía traumática de pelvis, columna o rodilla por este mismo autor(197).

1.3.4.1.4 Creación de las mallas (discretización)

El modelo creado a partir de las imágenes previamente segmentadas aún posee una compleja geometría para la cual no podemos encontrar una solución matemática a excepción de geometrías simples(65). La generación de mallas en biomecánica ha progresado desde la época en que se tenía que recrear manualmente la geometría de nuestra estructura anatómica como un agregado de elementos previamente seleccionados, a las aplicaciones automatizadas de generación de mallas.

Existen dos técnicas básicas para la generación de mallas hoy en día en biomecánica; la técnica basada en el voxel, y la basada en estructura;

- La primera consiste en crear por cada voxel un elemento por defecto, por ejemplo un elemento tipo tetraedro de 4 nodos(199)

- La técnica de estructura por su parte, primero crea un modelo de la superficie del hueso a base de puntos y posteriormente será el investigador quien especifique en cada parte el tipo de elemento a partir de los nodos, así como su tamaño y densidad en función del interés funcional posterior(199). En ambas técnicas ajustaremos la

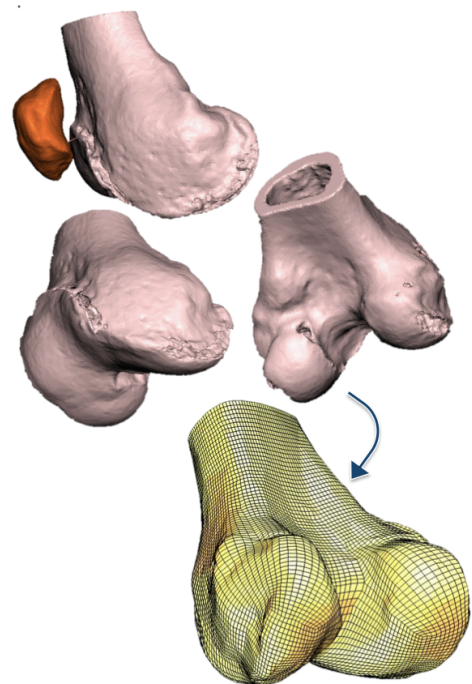


Fig. 55; Creación automática de la malla mediante algoritmo predefinido

cantidad de elementos según la zona de interés; en la zona articular de una rótula por ejemplo será mayor que en su cara anterior.

La generación automática de mallas ha demostrado su precisión en biomecánica(108). Taddei et al. crearon un modelo de fémur con propiedades materiales en cada elemento utilizando para el mallado un algoritmo automático (algoritmo de triangulación de Delaunay)(241). Se encontró una alta correlación entre los resultados al compararlo con un modelo experimental por lo que concluyen que es posible generar modelos precisos automáticamente para el AEF de los huesos a partir del TAC, siempre y cuando se sigan una directrices ineludibles. Entre ellas esta elegir el tipo de elemento (tetraedro vs hexaedro), ángulos en el elemento y relación de aspecto. Vamos a enumerar algunas de las más importantes que afectan a nuestro trabajo:

- **Tipo de elemento;** los elementos 3D que podremos utilizar serán tetraedros o hexaedros. La ventaja de los primeros es la rápida creación de nuestras mallas con funciones automáticas. En general se acepta sin embargo, que en estudios dinámicos, o en aquellos que haya fricción, debido a que los elementos tetraédricos son mas rígidos (menos compresibles) la deformación en el tiempo puede estar alterada(242). Para análisis estáticos como el actual estos elementos son perfectamente válidos ya que no se crean condiciones de fricción(242). Autores como Simoes et al. por su parte no encuentran diferencias en sus simulaciones en el fémur utilizando uno u otro elemento(205).

- **Relación de aspecto o "Aspect Ratio" (AR)** en elementos finitos es la relación entre el lado más largo y el más pequeño del elemento(205). El rango de valores aceptables depende del problema y del tipo de elemento, pero habitualmente se utilizan límites de 3:1 para tensiones(36). Para biomecánica se recomienda mantener la AR en valores entre 1 y 3, y que sólo un número muy bajo (menos del 5%) de elementos sobrepase esta relación(36).

- **Ángulos en el elemento;** estos ángulos, conocido en elemento finitos como ángulos de idealización, son una consecuencia del AR, y son los creados por la confluencia de los bordes (12 en los tetraedros). Los ideales son de 90° para los hexaedros y de 60° para lo tetraedros. En el caso de los tetraedros los elementos con ángulos entre 30° y 150° deberán ser

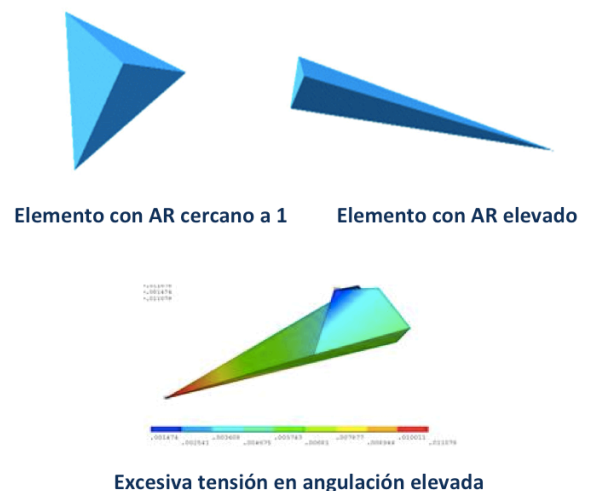


Fig. 56; Ratio de aspecto (Aspect Ratio o AR) óptima, cercana a 1 y excesiva en distintos elementos

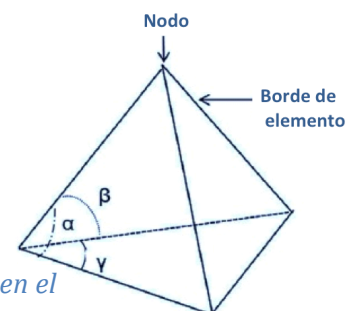


Fig. 57; Ángulos en el elemento

menores al 5% según varios autores(204)

1.3.4.1.5) Material

Uno de los puntos críticos a la hora de realizar un AEF es la correcta representación en el análisis de los materiales, ya que estas propiedades van a definir la distribución de stress y el desplazamiento en función de sus características(275). Las propiedades de un material biológico varían debido a diferentes factores de influencia como la edad o la demanda mecánica. Por esta razón se han utilizado en muchos trabajos simplificaciones materiales en biomecánica.

Un material elástico isotrópico es uno de los más fáciles de describir porque sólo se necesitan dos parámetros para su descripción. Estos parámetros de un material elástico isotrópico son módulo de Young; E (en Mega Pascales, MPa) y la relación de Poisson; ν (sin unidades). En el primer modelo de elementos finitos en biomecánica, Brekelmans (34) representó el hueso del fémur como un material homogéneo, isotrópico y lineal con un módulo E de 20000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0,37. Esta sería la primera metodología para tratar los materiales en el AEF en biomecánica. Posteriormente aumentó el grado de precisión en esta área al representar por separado el hueso cortical y el hueso trabecular, cada uno de ellos como un tejido homogéneo (isotrópico). El hueso es sin embargo un material anisotrópico tanto a escala de forma anatómica macroscópica como a escala tisular (250). Esto quiere decir que sus resistencia no será igual globalmente dentro de una misma pieza anatómica ni igual en una región dada para todas las direcciones de la fuerza. Este se debe principalmente al cambio de las propiedades mecánicas del hueso de una ubicación a otra (heterogenidad), que como ya postuló Julius Wolff en su día son secundarias a las demandas biológicas(91). En la anisotropía además del cambio en la densidad mineral (y por tanto de elasticidad) influye la micro-arquitectura del hueso, es decir, la forma individual de cada arco, tabique o puente formado por cada trabécula(163). Representar el tejido óseo con total certeza como un tejido anisotrópico implicaría no sólo tener en cuenta las propiedades materiales de cada localización concreta sino corregirla a nivel sub-milimétrico por la forma geométrica de cada trabécula, algo que no es posible realizar(134, 163, 256).

Recientemente ha habido un hallazgo fundamental corroborado en varios estudios; **“representar el tejido óseo**

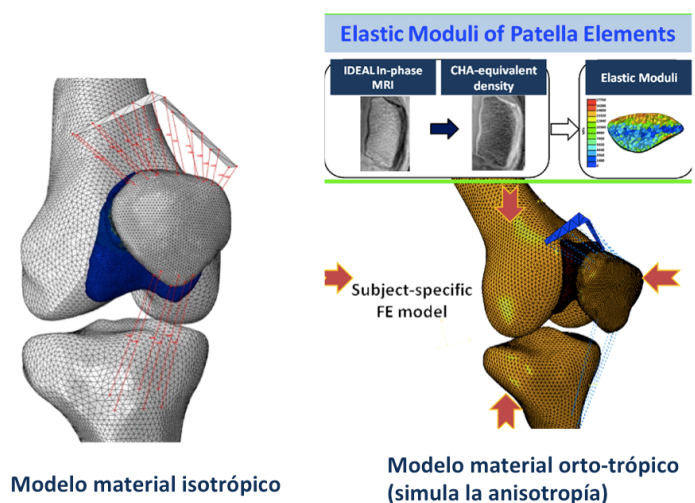


Fig. 58; Modelo material homogéneo (isotrópico) y modelo orto-trópico (anisotrópico)

como un tejido isotrópico con un preciso mapeo de materiales a partir de imágenes de TAC (no de RMN), acaba representando la anisotropía real del hueso”(248). Dicho de otro modo una distribución orto-trópica precisa de las propiedades materiales de un hueso representa fielmente sus propiedades mecánicas, incluyendo su anisotropía(248). Esto requiere repartir entre cada elemento infinito una densidad, un módulo E y un coeficiente de Poisson de manera realista.

En este campo ha habido recientemente un gran avance con el desarrollo de los algoritmos de mapeo de materiales(280). Ello ha difundido el empleo de esta técnica desde 2015. En los AEF de la rótula publicado veremos que se han utilizado ambos modelos, utilizando el orto-trópico cuando se quería conocer con exactitud la distribución de presión.

Incluso se han comparado ambos modelos de huesos en cuanto a las tensiones o stress resultante y se ha demostrado que esta distribución es significativamente distinta en ambos modelos de material a favor del modelo orto-trópico(125, 275). A continuación vamos a ver como funciona la metodología del modelo orto-trópico

1.3.4.1.6) Relaciones de mapeo de materiales

Wirtz et al. en su evaluación de los materiales en AEF resumen bien este apartado; *“una distribución de materiales precisa según su localización aportando la densidad aparente, el módulo de Young y el coeficiente de Poisson adecuado tiene una alta correlación con la anisotropía de un espécimen de hueso concreto”(271).* La metodología del mapeo de materiales incluye obtener las unidades Hounsfield (U) de cada elemento, a partir de ellas obtener la densidad aparente, y a partir de la densidad obtener el módulo E de cada elemento. Posteriormente se aplica un coeficiente de Poisson a cada material;

$$HU \rightarrow \rho_{app} \rightarrow E \rightarrow \nu$$

Por lo tanto la secuencia de obtener un Mapa de materiales consta de 3 fases:

- 1) Asignar a cada elemento una densidad aparente (ρ_{app}) en función de las HU
- 2) Obtener a partir de la densidad el módulo E, mediante una relación $\rho_{app} - E$ para esa localización anatómica obtenida de estudios experimentales
- 3) Aplicar el coeficiente de Poisson (en el hueso 0,3)

1) Asignar a cada elemento una densidad aparente (ρ_{app}) en función de las HU

A partir de las unidades que utilizan las pruebas de imagen, en el caso de la TC las unidades Hounsfield (UH), calculamos la densidad, denominada densidad aparente al ser obtenida de pruebas de imagen. Para ello establecemos una ecuación de conversión entre las UH y la densidad(166). Con este propósito se ha de utilizar en la TC algún marcador de densidad

conocida y establecer a partir de él una relación lineal, para a partir de las HU de cada elemento aplicarle una ρ_{app} . La ecuación lineal será la siguiente:

$$\rho_{app} = \alpha + \beta HU$$

Donde ρ_{app} es la densidad aparente y alfa y beta los coeficientes obtenidos a partir de la calibración con el marcador

2) Obtener a partir de la densidad el módulo E, mediante una relación $\rho_{app} - E$

Un proceso similar al anterior se sigue para obtener el módulo E de cada uno de los elementos, sin embargo este paso va a requerir de métodos

experimentales para poder establecer la relación lineal, en este caso entre ρ_{app} y E.

Esta relación se ha demostrado que es dependiente de la localización anatómica; cambia de

un hueso a otro e incluso de una zona del hueso a otra(249). Se han realizado múltiples experimentos estableciendo esta relación entre densidad aparente y módulo E en distintas parte

de la anatomía humana, disponiendo por tanto en la bibliografía de un completo atlas de las relaciones entre ambos parámetros para distinta localización(179). Se han encontrado diferencias de hasta un 50% en las relaciones empíricas del hueso en función de la región anatómica, si bien todos muestran una relación directamente proporcional y lineal entre la densidad y el módulo E tal y como demostró Helgason (121).

La ecuación lineal :

$$E = \alpha + \beta \rho_{app}$$

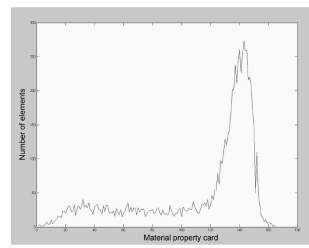


Figure 3. The number of elements for each material property card.

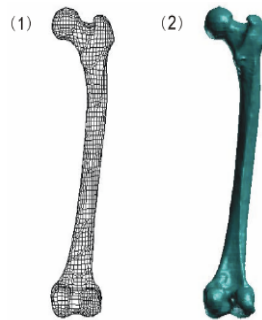


Figure 1. (1) The finite element mesh of femur (2) The geometrical model of femur.

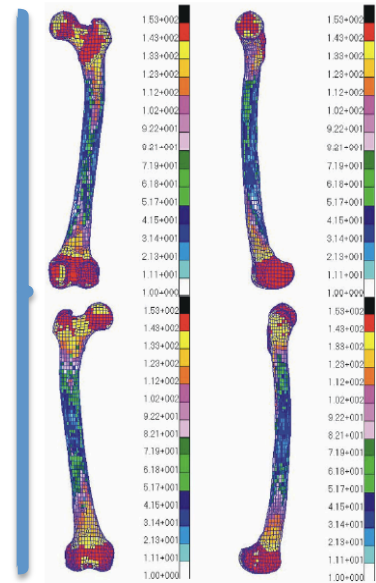


Figure 2. Right femur with different material properties mapped on it, observed from different angles of view.

Fig. 59: En el ejemplo mostrado se establece una calibración con un marcador de agua utilizando la equivalencia ρ_{app} del agua $\left(\frac{1g}{cm^3}\right) \rightarrow 0HU$ con lo que se obtiene un mapa de densidades distribuidas en los distintos elementos, a partir de las cuales obtendremos el módulo E

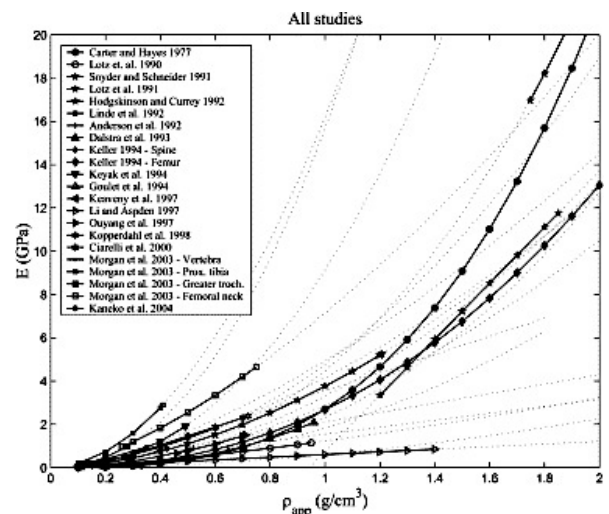


Fig. 60; Relación directamente proporcional entre densidad y módulo E para distintas muestras óseas(121)

Dónde E es el módulo de elasticidad de un elemento en concreto, ρ_{app} la densidad aparente en ese elemento, mientras que α y β los coeficientes que utilizaremos en cada región anatómica obtenidos de la literatura(109).

3) Aplicar el coeficiente de Poisson (en el hueso 0,3)

La constante elástica de Poisson, por su parte, ha demostrado en estudios de nano-indentación que es a diferencia del módulo E bastante constante a lo largo de la anatomía, siendo los valores reportados entre 0,2 y 0,5 (media de 0,3) (141, 271). Los cambios en este parámetro han demostrado en el AEF menos repercusión que el módulo E y la geometría sobre los resultados(16, 109)

1.3.4.1.7) Datos funcionales: Fuerzas musculares y cargas

Una vez que tenemos definida la forma geométrica a partir de un conjunto de elementos finitos, los cuales tienen asignadas una propiedades materiales, tenemos lista una representación virtual de la estructura anatómica para aplicar las condiciones “fisiológicas de carga y de restricción” . De igual modo que en experimentos in vitro se aplica una carga a un área conocida del hueso, esta carga puede ser igualmente distribuida en un área similar en los nodos del modelo de AEF (226). En este punto el AEF proporciona un vínculo entre las fuerzas de entrada estimadas a partir de estudios analíticos o experimentales y las presiones y tensiones resultantes sobre las muestras anatómicas. En biomecánica se requiere la incorporación de la información disponible obtenida de estudios previos para la obtención de resultados realistas. En la Figura 61 se da una visión global al lector de cómo incorporamos esta información al flujo de trabajo, o como incluso sirve para verificar las mediciones tras la resolución.

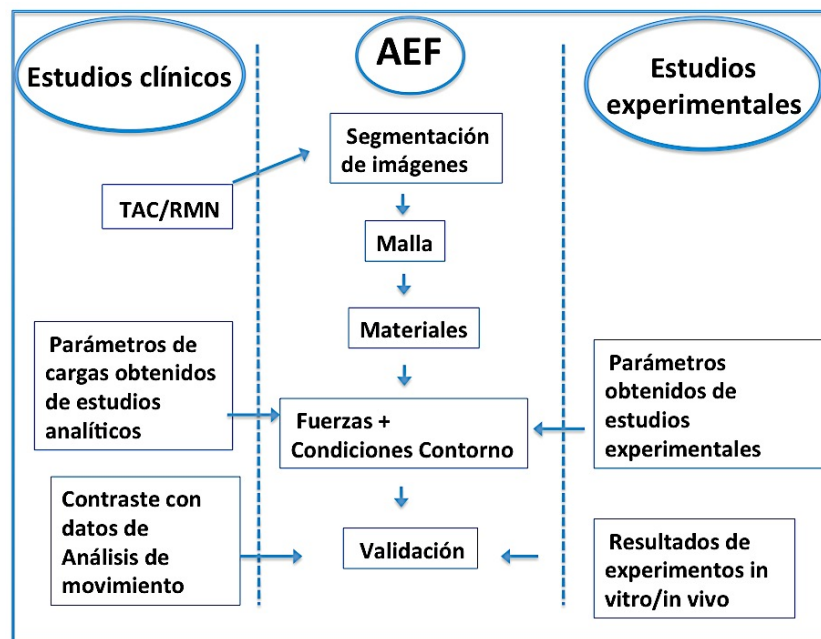


Fig. 61; Flujo de incorporación de información de estudios analíticos y experimentales al AEF

Está demostrada en múltiples trabajos la buena correlación entre los resultados de los modelos computacionales y la configuración in vitro tanto para el análisis de tensión como de desplazamiento, por lo que en este ambiente de simulación tenemos la capacidad de ir más allá del laboratorio y aplicar al modelo actividades de la vida diaria, como realizar una sentadilla (241, 276).

En los AEF de la rótula que veremos a continuación veremos cómo se combinan ambos métodos en función de la hipótesis. Aquellos trabajos que estudien sujetos con dolor anterior de rodilla (multifactorial), se valdrán de las mediciones en estos voluntarios a partir de electromiografía (EMG), captura de movimiento óptico y las medidas directas con dinamómetros de fuerza (90, 114). Otros por su parte que estudian un factor aislado introducirán todos los parámetros considerados “normales”. Alterando su variable de estudio, como por ejemplo simular una rotura del LPFM(58).

1.3.5) AEF publicados sobre la rótula

A continuación se expone una selección de artículos seleccionados con una metodología similar al trabajo actual cuyo objeto de estudio sea la rótula. Tras una revisión sistemática en la base de datos Pubmed, que consta de más de 20 millones de referencias bibliográficas, se acabaron seleccionando 16 artículos. Se utilizan como criterios de inclusión las palabras clave “Análisis de elementos finitos”/ “Análisis computacional”/ “Análisis discreto” junto a las palabras “rótula” / “femoro-patelar” . Como criterios de exclusión se descartan aquellos artículos que utilicen modelos estadísticos de forma o cuya variable de interés no sea la tensión o presión encontrada a nivel de la articulación femoro-patelar. Se van a exponer los artículos en orden cronológico.

1.3.5.1) Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces(176)

En este trabajo de 2005 del grupo canadiense de Mesfar et al. los autores realizaron un modelo computacional completo de la rodilla sin basarse en una muestra, sino que lo crean virtualmente. El modelo incluye meniscos y ligamentos cruzados, y van a investigar tanto las fuerzas femoro-tibiales como femoro-patelares en la rodilla bajo distintas fuerzas del cuádriceps.

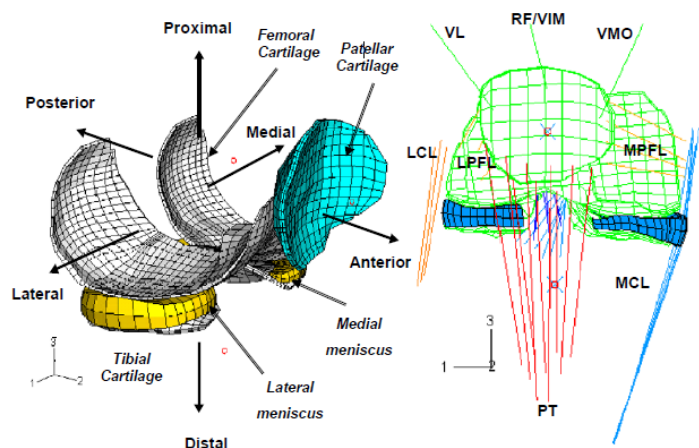


Fig. 62; Modelo de Mesfar et al. Publicado en The Knee(176)

Al modelo le aplican unas condiciones materiales fijas (isotrópicas); los huesos como cuerpos rígidos y los meniscos como un material elástico con un módulo E fijo de 12 MPa y un coeficiente ν de 0.45. A los ligamentos les aplican valores de rigidez obtenidos de la literatura mientras que el cartílago es representado como un tejido elástico homogéneo con propiedades fijas (módulo E de 12 MPa y $\nu = 0.45$). Los ligamentos los representan como elementos mono-axiales pre-tensados, en distinto número para cada estructura ligamentosa; 4 para el LFPM, tres para el retináculo lateral y 9 para el ligamento rotuliano.

El cuádriceps se representa como tres vectores con las direcciones espaciales predefinidas y una distribución de fuerzas según 3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. Esta metodología para representar el cuádriceps es en base a estudios de grosor muscular previos en la literatura como el de Sakai et al. o Farahmand et al. Expuesto en la sección de aparato extensor(217) (73)

Utilizaron Abaqus (Rhode Island, Estados Unidos) para calcular distintas angulaciones en la rodilla desde los 0° hasta los 90° aplicando al cuádriceps tres magnitudes de fuerzas aleatorias distintas: 2, 137 y 411 newtones repartidas entre los vectores (relativamente bajas). Su principal conclusión es que con el aumento de la fuerza del cuádriceps cerca de la extensión aumenta la tensión en el LCA, el tendón rotuliano y la articulación femoro-patelar, mientras que con grados mayores de flexión de la rodilla sólo aumentaba la fuerza en la articulación femoro-patelar. Por ello recomiendan para la rehabilitación tras cirugía de reconstrucción del LCA evitar movimientos en extensión. Este trabajo fue publicado en la revista “The Knee”.

1.3.5.2) Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads(228)

Este trabajo del grupo canadiense de Mesfar, reutiliza su modelo de elementos finitos de una rodilla completa un año después

(2006). Su objetivo es estudiar el efecto de la elevación de la tuberosidad tibial anterior (cirugía de Maquet) en la biomecánica de la articulación de la femoro-patelar en diferentes ángulos de flexión y para diferentes cargas musculares. El modelo, puesto que se utilizó previamente en otro trabajo, incluye además del

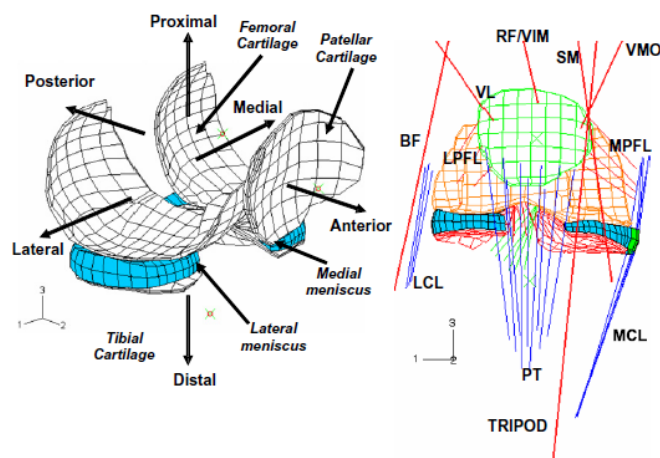


Fig. 63; Modelo del grupo de Mesfar et al. Publicado en *Clinical Biomechanics*(228)

aparato extensor, que es la estructura de interés, otras sin implicación como los meniscos y la bandeja tibial.

El cuádriceps se modela en este trabajo nuevamente como 3 vectores de fuerza. La dirección de la fuerza en cada componente se deriva del modelo del ángulo Q del trabajo de Sakai et al.(217) (ángulo Q = 14) . En el plano frontal, la dirección del vector RF/VIM es paralela a la eje femoral, el VMO es 41° medialmente y VL de 22° lateralmente. En el plano sagital, RF/VIM es 4° anterior a el eje femoral mientras que la VMO y el VL se orientan paralelos al eje femoral. Las fuerzas en componentes del cuádriceps se seleccionan según la proporción de sus áreas de sección transversales fisiológicas obtenidas del mismo estudio previo de Sakai et al.(217) VMO:RF / VIM: VL = 2:3:2.5. Los ligamentos se modelaron como elementos mono-axiales tipo muelle con una resistencia obtenida de estudios previos. Se utilizó para el análisis Abaqus y se comparan distintos análisis en los que la variable independiente es la traslación anterior del tendón rotuliano en la tibia (simulan 1,25 cm y 2,5 cm de desplazamiento anterior) para emular la elevación de la tuberosidad tibial

comparando los resultados con los de articulaciones intactas bajo las mismas cargas.

Sus hallazgos fueron que la cirugía de Maquet disminuye significativamente la fuerza de contacto femoro-patelar para cualquier grado de flexión con contracción activa del cuádriceps, lo que demuestra la eficiencia del procedimiento para tratar el dolor anterior de rodilla. Este trabajo se publicó en la revista “Clinical Biomechanics”.

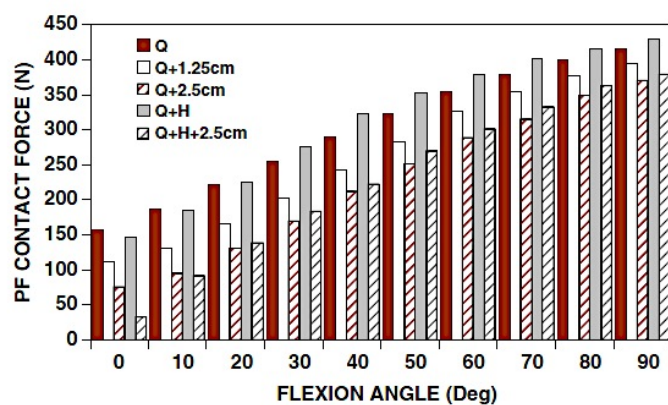


Fig. 64; Resultados del artículo Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads

1.3.5.3) The Influence of Femoral Internal and External Rotation on Cartilage Stresses within the Patellofemoral Joint(23)

Este trabajo de 2008 realizado por Besier et al. en Stanford (California). y publicado en el “Journal of Orthopaedic Research”, tiene como objetivo estudiar como los cambios en la rotación femoral pueden aumentar o disminuir la tensión (stress) en la rótula. Parten para ello de 16 voluntarios, 8 de cada sexo, a los que se les hace una RMN abierta con un dispositivo que permite realizar una sentadilla a 60° en condiciones de carga parcial. Posteriormente se realizó ese mismo ejercicio en descarga en su laboratorio monitorizados los voluntarios con EMG y con

grabación de video.

Se crearon a partir de las imágenes de RMN las geometrías tridimensionales tratando los huesos como cuerpo rígidos (sin propiedades materiales) con el fin de ahorrar tiempo de computación, dando al cartílago propiedades materiales elásticas con módulo E de 7 MPa y coeficiente de Poisson de 0.47. La posición relativa de la rótula con el fémur se obtuvo estimando el contacto en las imágenes de RMN. El tendón rotuliano se modeló con 9 conectores con una rigidez global de 2000N/mm, obtenida de estudios experimentales previos.

El cuádriceps se representó con un total de 17 conectores que representaban los distintos vientre musculares con una distribución de la fuerza relativa dentro de estos según los hallazgos de grosor muscular proporcional en pruebas de imagen publicadas previamente por Farahmand et al. corregidas por sus hallazgos experimentales en EMG.

El AEF se resolvió en el software Abaqus, utilizando un análisis cuasi-estático con el fémur y la tibia totalmente constreñidos (6 grados de libertad anulados; encastrados) y la rótula libre tras crear artificialmente un espacio entre esta y el fémur a partir de las imágenes de RMN. Para cada uno de los 8 voluntarios se hicieron 7 modelos modificando la rotación femoral tanto hacia externo como hacia interno de 5° en 5° (+/-15°) y procedieron a comparar el stress (tensión) resultante.

Las conclusiones principales son que las tensiones rotulianas en comparación con las femorales son muchos más sensibles a los cambios de rotación, y mucho más al aumento de rotación externa femoral frente a la interna.

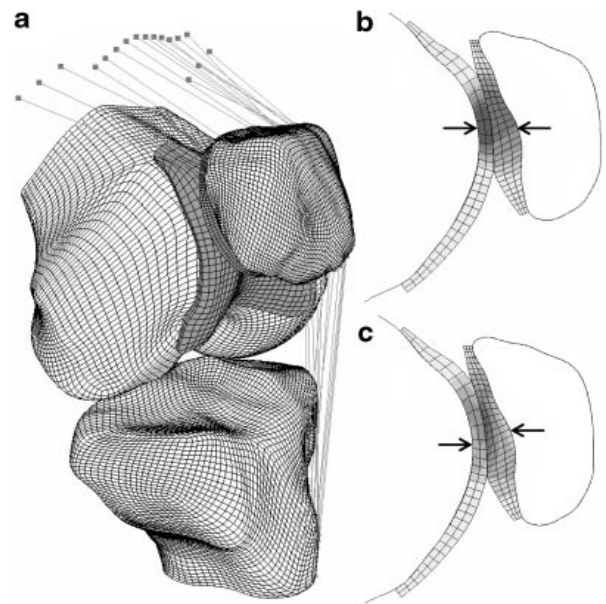


Fig.65; Modelo utilizado por Besier et al. En su trabajo publicado en Clinical Biomechanics

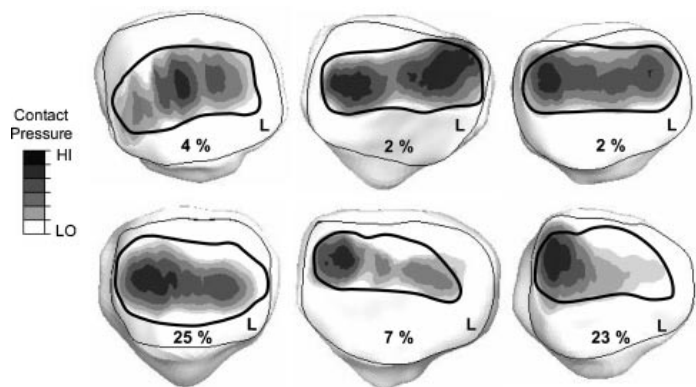


Fig. 66; Resultados del artículo The Influence of Femoral Internal and External Rotation on Cartilage Stresses within the Patellofemoral Joint

1.3.5.4) Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study (74)

En 2010 Farrokhi et al. realizaron este AEF en la Universidad de Pittsburgh, el cual se centra en el estudio del stress femoro-patelar comparando 10 voluntarias afectas de dolor anterior de rodilla con 10 controles sanas.

Compararon la tensión en el ejercicio de sentadilla a 15° y 45° de flexión.

Realizaron un análisis cuasi-estático creando la geometría articular a partir de imágenes de RMN que procesaron para crear la malla de AEF utilizando el software Sliceomatic® (Tomovision, Montreal, Quebec). Para simular la situación de semi-carga utilizaron un montaje no magnético con el que estimaban poder simular un

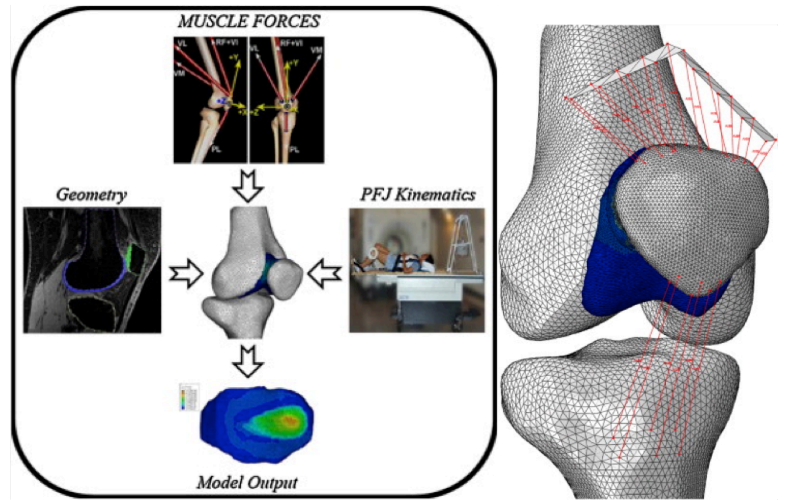


Fig. 67. Modelo computacional de Farrokhi et al. de 2010

25% del peso corporal. Igual que en trabajo pionero de Besier et al. consideraron el hueso como un tejido rígido sin propiedades materiales y aplicaron al cartílago compuesto de elemento tetraedros un módulo de elasticidad 4.0 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.47.

El resto de parámetros introductorios se obtuvieron igualmente de una manera similar a trabajos previos; representaron el cuádriceps con sus inserción en rótula y 3 vectores en el espacio, agrupando en uno a recto anterior y vasto femoral y los otros dos el vasto medial y lateral al igual que realizó Mesfar basado en los trabajos de Sakai y Farahmand(176), pero agruparon los vectores en varios conectores en el polo superior de la rótula de manera similar a la de Besier et al. El objetivo de esta actuación es ,según el autor, mantener la dirección de tensión tridimensional correcta sin concentrarla en pocos puntos de la rótula. El tendón rotuliano se representa con 6 elementos uni-axiales con una resistencia total de 4334 N/mm.

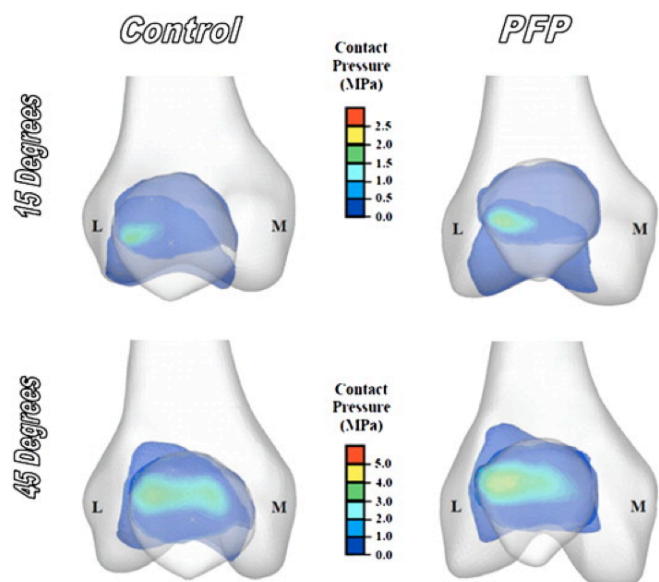


Fig. 68. Resultados del AEF de Farrokhi et al. de 2010

Utilizaron para resolver el AEF el programa de elementos finitos Abaqus, en su herramienta análisis cuasi-estático construyendo todos los grados de libertad del fémur y la tibia creando un

espacio manualmente entre la rótula y el fémur colocándola según las imágenes obtenidas en RMN para 14 y 45° de flexión. Puesto que no incluyeron las estructuras retinaculares que controlan la rotación restringieron la libertad de rotación de la misma. Las magnitudes de fuerza aplicadas al cuádriceps se obtienen de un estudio de dinámica inversa corregida por EMG de las voluntarias

Sus hallazgos tras el análisis estadístico es una presión de contacto mayor (stress) en las personas que padecen dolor FP que en los controles siendo estas en ambos grupos mayores tanto a 45 ° como a 15° de flexión.

1.3.5.5) Computational Assessment of the Influence of Vastus Medialis Obliquus Function on Patellofemoral Pressures: Model Evaluation (63)

En este estudio de 2010 del “Journal of Biomechanics”, John Elias et al. realizan un AEF para estudiar la relación entre la fuerza del vasto medial oblicuo (y por tanto su atrofia) y la tensión en la rótula. Además de esta comparación comparan las tensiones antes y después de realizar una lesión en el cartílago central de la faceta lateral de la rótula. Realizan tanto un modelo experimental para “la validación metodológica” como un modelo computacional para estudiar esta atrofia del vasto medial oblicuo a 40°, 60 ° y 80° de flexión.

La muestra de estudio son 10 rodillas de cadáver a las que les realizaron el AEF así como un montaje sometido al método Tekscan experimentalmente.

El estudio experimental consiste en un sistema de poleas que representa el cuádriceps con 3 vectores con una distribución espacial predefinida que agrupan el VMO, otro el VL, y el tercero la acción conjunta de RA, VI y VM. La dirección de los vectores es la descrita por Farahmand et al., la cual es casi idéntica a la descrita por Sakai et al. previamente, siendo el VMO 47° medial, el VL 19° lateral mientras que el vector combinado paralelo a la diáfisis femoral (7° externo)(73, 217). Realizarán un distribución de carga de 60N, 116 N y 420N, que luego disminuirán en al caso del VMO al 50% para simular su atrofia.

Este mismo modelo lo simulan computacionalmente partiendo de imágenes de RMN de las rodillas de cadáver, las que transforman en mallas de elementos

triangulares, representando el ligamento rotuliano como 5 elementos mono-axiales con una rigidez global de 2000 N/ mm. Tratan el hueso como un material rígido y en este caso utilizan

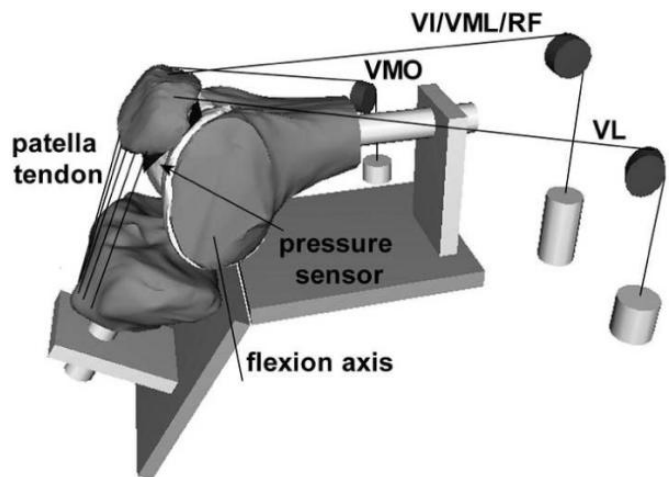


Fig.69; Modelo computacional y experimental publicado en “Journal of Biomechanics” por John Elias

una técnica para representar el cartílago que se basa en utilizar 1000 elementos tipo muelle unidos a la superficie del hueso con unas propiedades materiales fijas; módulo E de 5 MPa y Poisson de 0.45, dando a los mismos un comportamiento no linear. En el caso que simulaban la lesión condral retiraban los muelles de una región concreta. No se exponen las condiciones de contorno ni se incluyen las estructuras retinaculares en la rótula; ligamentos patelo-femorales.

Tras realizar tanto las simulaciones como el estudio experimental demuestran una buena correlación entre ambos métodos, por lo que validan su método computacional. Los resultados del AEF demuestran que una disminución de la fuerza del VMO aumenta un 10% la tensión en la rótula, al igual que al crear una lesión condral donde encontraron aumento significativos de tensión excepto para los 40° de flexión.

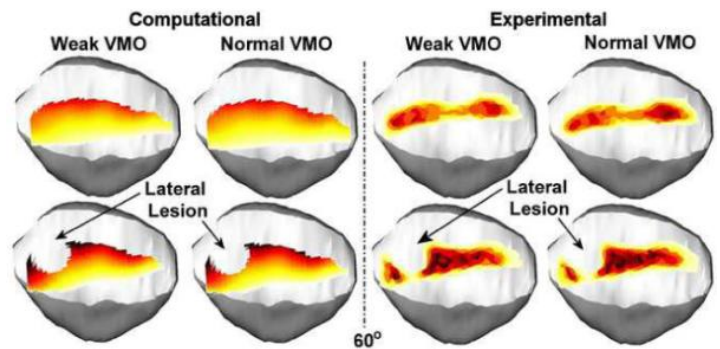


Fig.70; Resultados del modelo de Elias tras la simulación

1.3.5.6) Computationally Efficient Finite Element Evaluation of Natural Patellofemoral Mechanics(80)

Este es uno de los primeros trabajos en estudiar las propiedades materiales en la articulación femoro-patelar y se publicó en 2010 en “Journal of Biomechanical Engineering”. Se realizó por el grupo de Fitzpatrick et al. en la Universidad de Denver. El objetivo del estudio fue comparar las presiones obtenidas al aplicar al cartílago dos modelos de propiedades materiales distintas para ver su comportamiento durante un análisis dinámico, es decir tiempo- dependiente. Se trata de comparar si representar el cartílago como un elemento rígido, frente a representarlo como un material deformable influye a la hora de hacer un análisis dinámico. En este trabajo parten de las RMN de 16 voluntarios, las cuales incluyen fémur distal, tibia proximal y rótula y utilizan

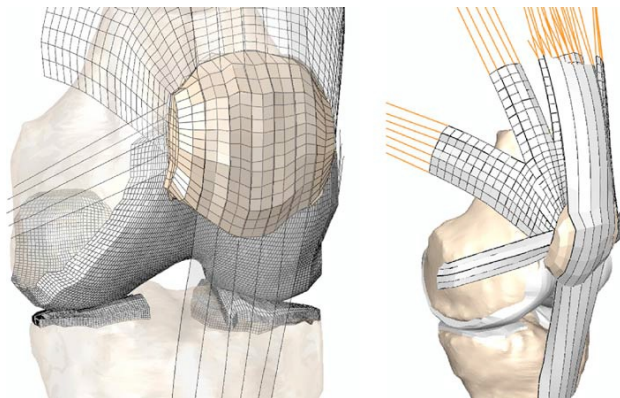


Fig. 71; Modelo de Fitzpatrick publicado en Journal of Biomechanical Engineering

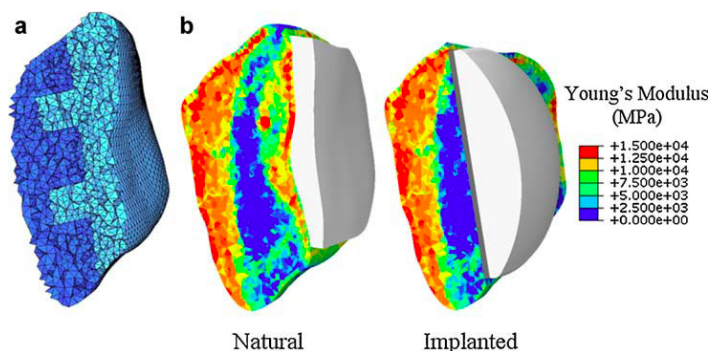


Fig. 72; Asignación de dos modelos de material en el trabajo de Fitzpatrick et al.

Mimics (Materialise, Lavinia, Bélgica para crear los modelos.

En todos los casos aplican el mismo modelo de aparato extensor utilizando 5 elementos tipo muelle de tensión representados en dos dimensiones para simular su inserción. Utilizan radiografías laterales dinámicas de un voluntario (fluoroscopia) para obtener la cinemática de la rodilla cargando el cuádriceps con 300 N en extensión hasta 1000 N a 120° de flexión, con una distribución de fuerzas a lo largo de los muelles tal y como hicieron Farahmand et al.(73). El fémur y la tibia se encastraron, restringiendo sus 6 grados de libertad mientras que la rótula estaba totalmente libre. Utilizaron Abaqus para resolver el análisis dinámico de ambos modelos materiales de cartílago, uno como tejido deformable con un módulo E de 12 MPa y un $\nu=0.45$ y otro como un material rígido

Concluyen que en la simulación de material totalmente rígido, se obtiene valores irreales de presión especialmente en flexión avanzada. Sin embargo el tiempo computacional consumido fue un 95% menor al utilizar este modelo material, el cual puede corregirse, asemejándose al deformable (propiedades materiales más reales) utilizando una herramienta de Abaqus concreta que establece la relación entre presión y solapamiento al contacto en modelos dinámicos. Este trabajo señala la importancia de la precisión a la hora de incorporar las propiedades materiales, e hizo que este mismo autor en ese año fuese el primero en aplicar las propiedades materiales orto-trópicas en la rótula.

1.3.5.7) Comparison of Patellar Bone Strain in the Natural and Implanted Knee during Simulated Deep Flexion(79)

Este artículo del mismo autor, Fitzpatrick et al. (Universidad de Denver), publicado en “Journal of Orthopaedic Research” en 2010 tiene como objetivo comparar el stress óseo de la rótula tras una artroplastia de rodilla. Su justificación es que el dolor anterior de rodilla y las fracturas rotulianas son dos de las complicaciones más prevalentes tras la prótesis.

Para ello parten de 8 rodillas de cadáver a las que someten a estudio de RMN y de TC. Utilizan la TC para recrear tridimensionalmente con detalle la estructura ósea y realizan unas mallas tetraédricas de manera semi-automática. Realizan dos modelos para cada rodilla; una nativa y una implantada para poder comparar el stress a nivel del hueso. Puesto que quieren estudiar con detalle este stress utilizan para la rótula una relación de mapeo de materiales orto-trópica precisa mientras que la tibia y el fémur los modelan como cuerpos rígidos de cara al ahorro de tiempo computacional. El autor señala en el trabajo la importancia de actuar así ya que el stress resultante depende directamente de las propiedades materiales utilizadas.

Utilizan la relación empírica entre densidad y elasticidad propuesta por Keller et al. utilizando el software BoneMat para su asignación entre elementos.

$$E = 1,990\rho^{3,46}$$

Representaron el ligamento rotuliano, los dos femoro-patelares así como los tendones del cuádriceps como membranas en 2 dimensiones. Definieron su inserción sobre la rótula sin especificar la metodología, enlazando a cada nodo en la inserción la actuación propia de la estructura. De esta manera se intenta evitar la concentración en un nodo de la acción de un ligamento propia de los elementos mono-axiales. A continuación aplicaron una fuerza de 1000 N a través del cuádriceps con una distribución por el vector de cada músculo al igual que realizó previamente Farahmand et al. en un estudio experimental y utilizada por Elias en el artículo anterior.

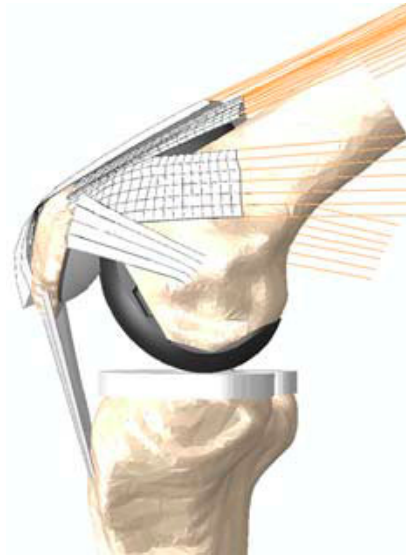


Fig. 73; Modelo utilizado por Fitzpatrick en su trabajo de Journal of Orthopaedic Research

La variable independiente que decidieron medir los autores fue el stress máximo. Como este pico máximo puede ocurrir en una región localizada muy pequeña (que según el autor no proporciona una comparación adecuada), realizaron las evaluaciones de volúmenes de hueso algo mayores con valores de tensión por encima de un nivel de umbral específico. Realizaron un análisis cuasi-estático comparando las tensiones entre las rótulas nativas y las implantadas para 7 distintos grados de flexión.

Su principal conclusión es que el volumen de las tensiones óseas elevadas en el estado implantado era aproximadamente un 200 % mayor en promedio que en la condición natural.

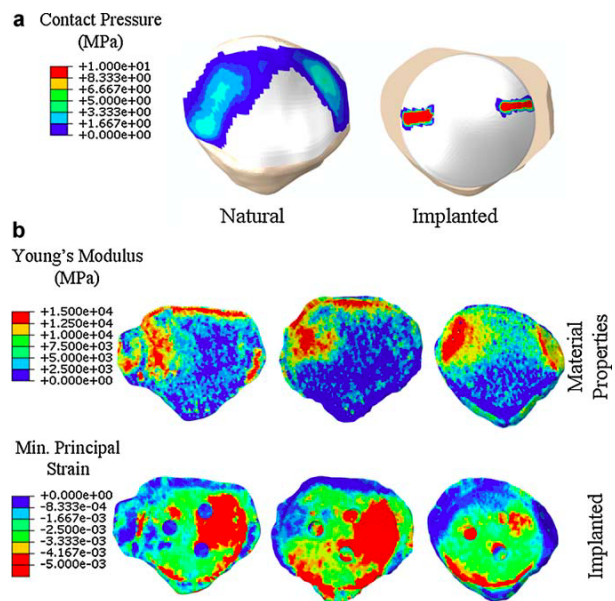


Fig. 74; Distribución de la presión en el modelo orto-tópico de Fitzpatrick en rótulas nativas y protetizadas

1.3.5.8) Computational biodynamics of human knee joint in gait: From muscle forces to cartilage stresses(3)

Se trata de un nuevo trabajo del grupo canadiense publicado en 2012 en “Journal of Biomechanics”. Reutilizan su modelo computacional para estudiar la influencia de distintos grupos musculares al mantener la postura de bipedestación.

Argumentan que los voluntarios implantados con prótesis con detectores electromagnéticos permiten medir las fuerzas en distintas actividades. Si bien estos resultados constituyen datos de gran valor están sujetos a la limitación de que las fuerzas potencialmente medibles son las que se tienen que transmitir al componente implantado y secundariamente calcular el resto (como las fuerzas musculares y ligamentosas). Por ello buscan que su modelo incorpore todos los datos biomecánicos validados disponibles para que sea un modelo de rodilla preciso sobre el que poder llevar a cabo cualquier simulación.

Van a incorporar al modelo no solo el aparato extensor sino también los músculos que influyen en la articulación femoro-tibial; gastrocnemios, isquiotibiales, soleo y tibial posterior. De cara a nuestro interés en el actual trabajo el cuádriceps es representado nuevamente como 3 vectores con la disposición

espacial derivada del trabajo de Sakai et al. descrita en el trabajo previo. Los ligamentos igualmente serán muelles mono-axiales tal y como se describe en el trabajo previo. Las propiedades materiales que utilizan son de cuerpo rígido para los huesos y elásticas fijas para el cartílago ($E: 12\text{MPa}$ Poisson=0.45).

Aplican al modelo la fuerza de reacción del suelo y las fuerzas de reacción obtenidas a través del análisis de la posición relativa de los segmentos articulares (cadera, rodilla..) en la bipedestación para una supuesta mujer de 62 kg. Para su análisis van a utilizar una herramienta estática en Abaqus para 6 momentos distintos de la marcha alrededor de la bipedestación como el apoyo del talón, los metatarsianos, los dedos y ambos pies en el suelo. Van a estimar la fuerza soportada por cada músculo, cada platillo tibial y cada ligamento dando una visión global de las interrelaciones funcionales y la actividad sinérgica de distintas estructuras de la rodilla para esa parte de la marcha.

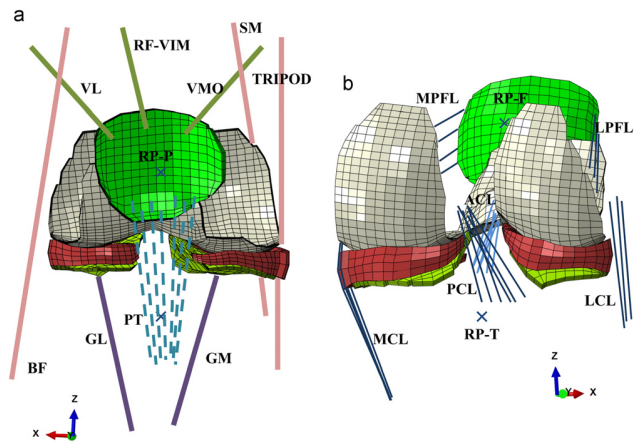


Fig. 75; reutilización del modelo en el trabajo publicado en Journal of Biomechanics para estudiar interrelaciones musculares

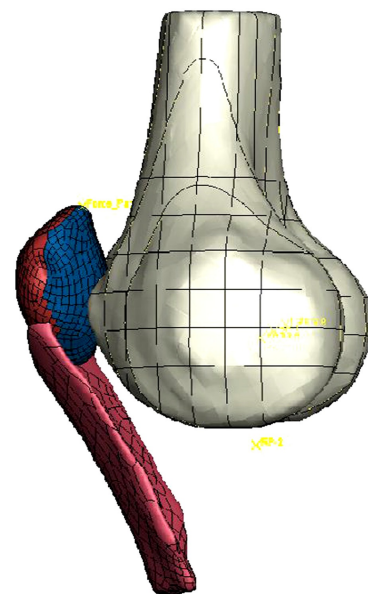


Fig. 76; Modelo computacional para estudiar el implante Nex Gen

1.3.5.9) Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study(252)

Se trata de un AEF de 2012 publicado en “Journal of Orthopaedic Surgery and Research” en que se van a crear 4 modelos de la articulación femoro-patelar para comparar las presiones en la rótula entre ellos. Se trata de un modelo de rótula nativo y tres con artroplastia de rótula comparando tres implantes de casas comerciales distintas. Los autores son un grupo de investigación europeo asociado a la potente casa comercial Smith and Nephew.

Parten de una rodilla de cadáver a la que le hacen estudio con RMN y crean un modelo tridimensional utilizando Mimics y 3-Matic (Materialise, Bélgica), quedándose tras la segmentación únicamente con el fémur distal y la rótula.

Las propiedades materiales del fémur son homogéneas para el hueso trabecular ($E = 300 \text{ MPa}$, $\nu = 0.30$, $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$) mientras que para el cortical hacen una distribución orto-trópica de las propiedades materiales. Para la rótula utilizan de nuevo una propiedad material única; ($E = 15000 \text{ MPa}$, $\nu = 0.30$, $\rho = 2 \text{ g/cm}^3$), envolviendo a la misma de una capa de cartílago de 2,5 mm con unas propiedades materiales fijas ($E=5 \text{ MPa}$, $\nu = 0.46$, $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$)., El tendón rotuliano por su parte se modeló

como un tejido hiper-elástico isotrópico con una rigidez global de 2000 N/mm al igual que en los trabajos previos, pero utilizando una membrana en dos dimensiones para representar la inserción.

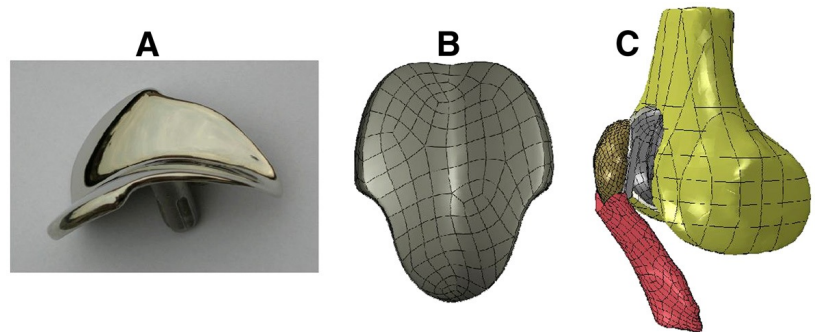


Fig. 77; Modelo computacional para estudiar el botón rotuliano del implante Nex Gen

El ejercicio que se simula es una sentadilla de 10 segundos de

duración desde los 0 hasta los 120° orientando tridimensionalmente los vectores del cuádriceps de manera anatómica sin especificar la dirección ni el número de vectores. Tras fijar (encastrar) la inserción distal del rotuliano y el fémur, aplicaron a este último y al cuádriceps unas magnitudes de fuerza bajas (no se especifican) derivadas de trabajos previos con montajes experimentales en cadáver. Realizaron 4 veces el mismo modelo incorporando a los 3 restantes el implante a partir de los ficheros CAD de la casa comercial y procedieron a resolver las 4 sentadillas para comparar las fuerzas utilizando la variable tensión de Von Mises en un análisis dinámico en Abaqus.

Su conclusión es que el stress disminuía para las rodillas implantadas, siendo esta disminución mayor para el modelo Génesis II de tan amplia difusión

1.3.5.10) Patellar mechanics during simulated kneeling in the natural and implanted knee(2)

El grupo de Fitzpatrick en Denver realizó un trabajo similar al anterior publicado en 2013 en “Journal of Biomechanics” para estudiar la genuflexión tras la artroplastia de rodilla, al ser esta una de las actividades habituales de la vida diaria limitada en los pacientes intervenidos. Comparan para ello tres tipos de implantes; anatómicos, en forma de cúpula y en forma de cúpula con una colocación medializada. Realizan además un montaje experimental para validar las mediciones sobre las rodillas nativas y las intervenidas por un cirujano ortopédico.

Su muestra son 4 rodillas de cadáver a las que se les realiza una RMN y una TC creando una malla de elementos triangulares. Posteriormente con los ficheros CAD comerciales se les implanta computacionalmente los 3 modelos protésicos bajo la

supervisión de un cirujano ortopédico, aplicando las propiedades materiales facilitadas por el fabricante para los implantes. El fémur y la tibia son modelados como elementos rígidos para ahorrar tiempo computacional. Para la rótula, al ser la estructura de interés, utilizan de nuevo una asignación orto-trópica de propiedades materiales. Utilizan la misma metodología para representar ligamentos y músculos que en su trabajo previo, orientando los vectores del cuádriceps (utilizan 5) según estudios experimentales previos (Farahmand et al(73)).

Puesto que realizan un montaje experimental, utilizan las mismas variables de fuerza utilizadas en el montaje que para el AEF; 180 N de carga y una fuerza del cuádriceps de 90 N, es decir, relativamente bajas. Una vez verificada la concordancia, procedieron a aplicar cargas mayores (“reales”) simulando una genuflexión a 90° soportando las rodillas el peso del cuerpo ($F_q=550\text{N}$, carga 330N).

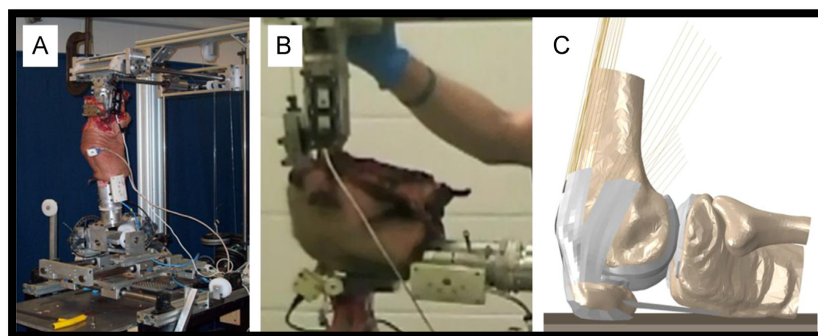


Fig. 78. Modelo experimental y computacional para estudiar la genuflexión tras una PTR publicado en “Journal of Biomechanics”

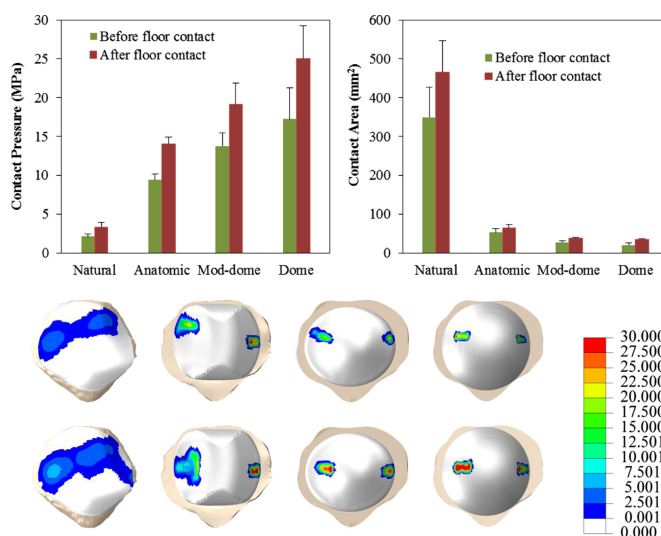


Fig. 79; Mayores presiones en las rótulas implantadas que en las nativas

Respecto a los resultados, todos los casos implantados tuvieron un aumento sustancial de las tensiones óseas en comparación con la rodilla nativa, afectando estos aumentos en cada modelo a diferentes regiones. Concluyen que la comprensión del efecto del diseño puede proporcionar orientación práctica para modificarlos y reducir la probabilidad de dolor en la rodilla y fractura de la rótula durante la actividad de arrodillarse.

1.3.5.11) Discrete Element Analysis for Characterizing the Patellofemoral Pressure Distribution: Model Evaluation(64)

En este trabajo de Elias de 2013 publicado en “Journal of Biomechanical Engineering” se evalúa la relación entre la orientación del tendón rotuliano y la distribución de la presión patelo-femoral. Parten de la premisa que la actuación de los músculos isquiosurales desplazan hacia externo y posterior la inserción distal del tendón rotuliano, sin embargo en lugar de introducir en los modelos esta actuación van a simularla desplazando la inserción distal del tendón.

Crean para ello un modelo in vitro a modo de validación cuyas presiones medirán con el método Teskcan (introducir sensor en la articulación de un cadáver) reproduciendo estas condiciones de manera computacional para comparar las mediciones. Utilizan para ello 8 rodillas de cadáver simulando una contracción isométrica en 40 grados, 60 grados, y 80 grados de flexión con el fémur fijo horizontalmente. Se cargaron unos cables sobre poleas aplicando fuerzas a través del vasto medial oblicuo (27 N), el vasto externo (127 N), y la combinación del vasto intermedio / recto femoral (432 N) igual que en su trabajo previo con la distribución espacial de Farahmand et al . Representan una distribución de la fuerza del cuádriceps con un vasto interno oblicuo débil característico de los pacientes con dolor patelo-femoral. Para simular el desplazamiento de la inserción distal del rotuliano hacen una osteotomía lateralizante de la TTA.

Posteriormente se recreó de manera computacional utilizando imágenes de RMN de las rodillas de cadáver, incluyendo en el modelo tibia proximal, fémur distal y rótula utilizando elementos tetraedros y colocando la rótula manualmente en la tróclea femoral para simular el contacto. El punto de contacto se situó en el punto medio de la longitud de la superficie articular en 60 grados. A 40° y 80°, el punto de contacto se desplazó por un octavo de la longitud de la superficie articular distal y proximal respectivamente, para simular el desplazamiento fisiológico de este contacto.

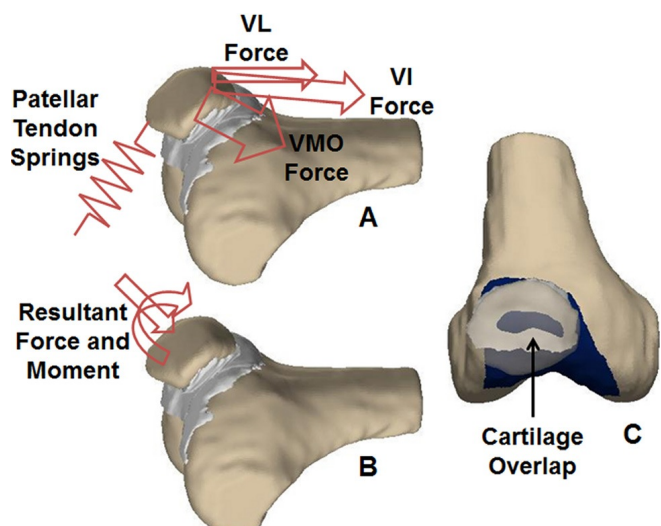


Fig. 80; Modelo de Elias en su trabajo de 2013 de “Journal of Biomechanical Engineering”

El cartílago de la rótula y a lo largo del surco troclear estaba representada por una capa de aproximadamente 10.000 muelles en cada superficie, con un módulo elástico de 4 MPa y una relación de Poisson de 0,45. El tendón rotuliano se representó como 5 elementos mono-axiales con una rigidez global de 2000 n/mm con la inserción distal fijada en el espacio. Posteriormente desplazarán esta inserción a lateral para ver si se produce un aumento en las presiones obtenidas, lo que apoyaría la funcionalidad de la cirugía medializante de TTA.

En sus resultados no se encontraron diferencias significativas entre el método experimental y el computacional ni para la localización de la presión resultante ni para la magnitud de la misma, siendo mayores las presiones en la faceta lateral que en la medial. Sí que se registró un aumento de la magnitud al lateralizar la TTA en ambos modelos; un incremento máximo de 0.3 MPa, para el análisis computacional y de 0.4 MPa para el experimental.

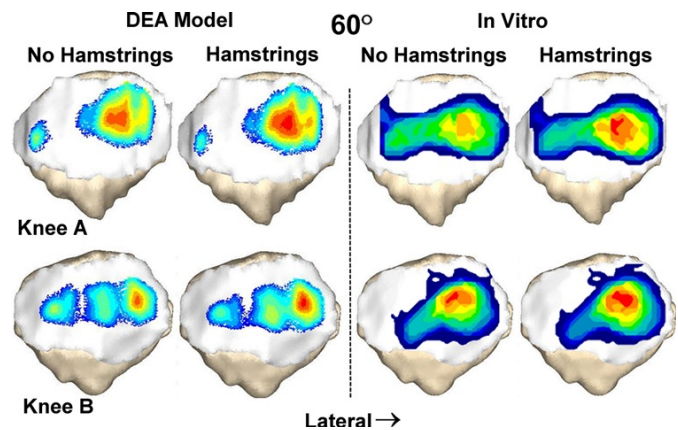


Fig. 81; Aumento de la tensión al lateralizar la TTA

1.3.5.12) Comparison of patella bone strain between females with and without patello femoral pain: A finite element analysis study(124)

Este interesante trabajo de la Universidad de Nevada publicado en “Journal of Biomechanics” (año 2013) parte de 20 voluntarias, 10 con dolor anterior de rodilla y 10 controles asintomáticas. Se obtuvo una RMN de sus rodillas con un sistema de semi-carga con el que estiman que simulaban la carga de un 25% del peso corporal manteniendo una posición de sentadilla aproximada

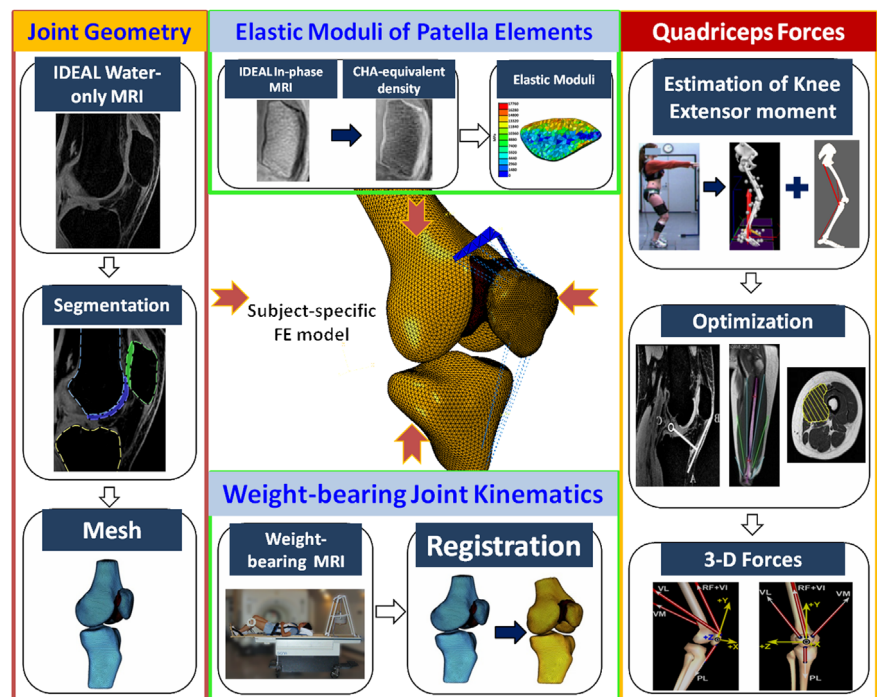


Fig. 82; Flujo de trabajo del AEF publicado en “Journal of Biomechanics” sobre el dolor anterior de rodilla

con 45° de flexión de rodilla.

La segmentación y discretización se realizó con los software Sliceomatic Hypermesh (Hypermesh, Altair Engineering Inc., Troy, MI, USA) obteniendo las mallas de la rótula, fémur y tibia. El cartílago de la rótula y el fémur se modeló como un tejido homogéneo isotrópico utilizando elementos tetraédricos con un módulo E de 4 MPa y un $\nu = 0.47$. Para representar el tejido óseo de la rótula hicieron una asignación orto-trópica de las propiedades materiales utilizando una asignación de módulo E para cada voxel, para lo cual previamente tienen que asignar una densidad a cada uno de los vóxeles. Puesto que parten de una RMN introducen una calibración preliminar extra para pasar de unidades basadas en TC a partir de un testigo que escanean con TC e introducen en las RMN. Para la relación entre densidad y módulo E utilizan la fórmula obtenida del trabajo de Kaneko et al.;

$$E = 14900 \times \rho_{app}^{1,86} \text{ (MPa)}$$

Posteriormente representaron los vectores de actuación del cuádriceps como tres vectores en el espacio con la misma dirección tal y como hizo en 2011 Farrokhi et al, previamente Mesfar et al. y que se basan en el estudio experimental de Sakai et al. Para la fuerza que aplicaban a estos vectores utilizaron un modelo tridimensional (Opensimm) de las voluntarias, corrigiendo los valores de las resultantes por la posición de los segmentos corporales y el peso con valores obtenidos por EMG.

El fémur y la tibia los restringieron totalmente (encastrados) mientras que con la rótula, los autores argumentan que al no representar el LPFM, ni el ni el retináculo, simularon su actuación restringiendo los 3 grados de libertad rotacional de la rótula. El tendón rotuliano lo simularon como 6 elementos mono-axiales unidos a nodos de la rótula en el polo con una resistencia total de 4334N/mm basado en los hallazgos de Hansen et al. Para simular el contacto entre la rótula y el fémur y su posición relativa crearon antes de aplicar las fuerzas un gap entre la rótula y el fémur representando la posición en “descarga”.

El tipo de análisis que realizaron fue un análisis cuasi estático y utilizaron Abaqus para su resolución siendo el stress máximo principal la variable de interés. Su principal conclusión es que las voluntarias con dolor tenían valores de stress mayores que las controles asintomáticas.

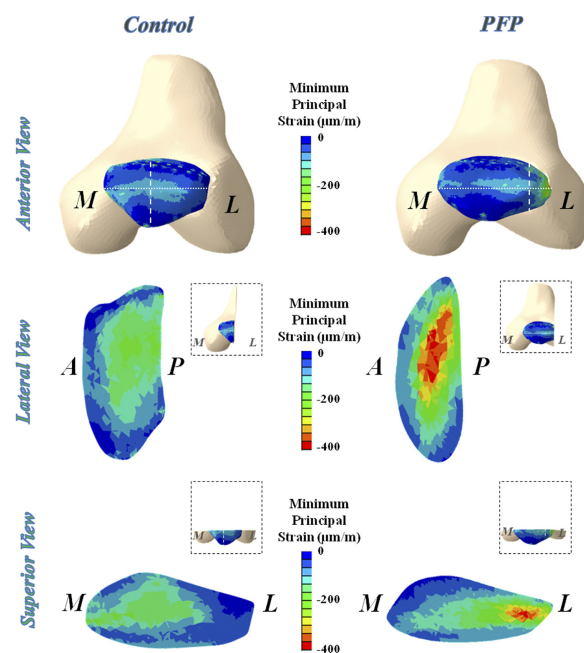


Fig. 83; Mayor tensión (stress) en las pacientes que en las controles

Este trabajo obtuvo el premio “International Society of Biomechanics Student Dissertation Award”.

1.3.5.13) Modelling and Analysis on Biomechanical Dynamic Characteristics of Knee Flexion Movement under Squatting(261)

En este trabajo se crea un modelo computacional de la rodilla que incluye la articulación femoro-tibial, y la patelo-femoral así como tejidos blandos. Se realizó un AEF de la rodilla desarrollado para simular la cinemática de la rodilla durante la realización de una sentadilla. Paralelamente los autores crean un sistema experimental de una rodilla de cadáver que imita el movimiento de la sentadilla con poleas midiendo la presión con sensores (método Tekscan).



Fig. 84; Modelo experimental (técnica Tekscan) para el estudio de la sentadilla

Para el análisis computacional parten de un voluntario sano de 60 kg al que le realizan una RMN y una TC de la rodilla para crear un modelo que incluye el aparato extensor así como ligamentos cruzados y colaterales, sin incluir estructuras retinaculares. Aportan propiedades materiales obtenidas de la literatura sin especificar si lo hacen de una manera orto-trópica. Las condiciones de carga y de contorno que aplican al modelo computacional son las del modelo experimental (en lugar de aplicar las reales al experimental) por lo que utilizan cargas bajas; 400 N al cuádriceps y 300N de peso al fémur.

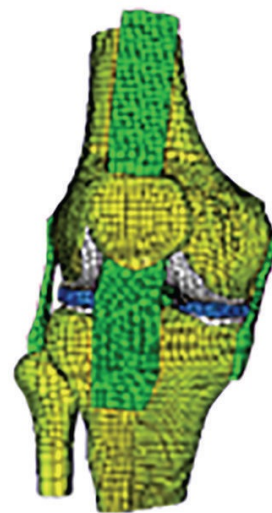


Fig. 85; Modelo computacional para el estudio de la sentadilla

Entre sus hallazgos demuestran como el contacto femoro-patelar se desplaza con la flexión de la rodilla, pasando gradualmente de la rótula inferior a la superior. De 0 a la flexión de 90 grados, el stress de contacto fue de alrededor de 9MPa tanto para la simulación computacional como para los resultados de la prueba experimental. El estrés medial en este trabajo fue significativamente mayor que el lateral excepto

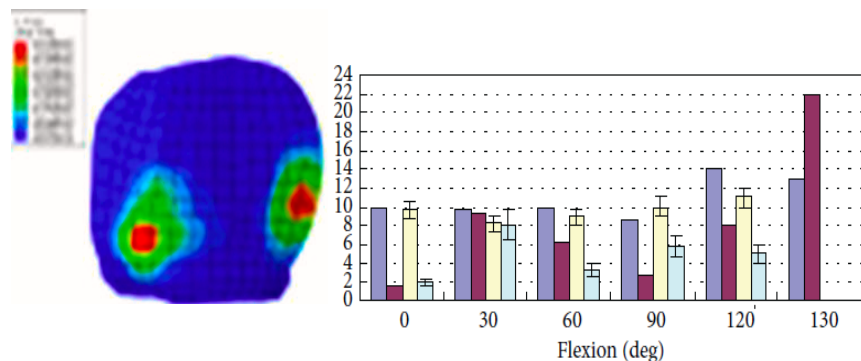


Fig. 86; Mayor stress medial que lateral en ambos métodos de simulación

dentro de los primeros 30 grados de flexión.

1.3.5.14) A Finite Element Analysis Of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction(58)

Este trabajo de 2015 es un AEF realizado en la Universidad de Iowa para estudiar los efectos de la reconstrucción del LFPM en la fuerza/desplazamiento lateral de la rótula. Comparan una rodilla que ha sufrido una rotura del LFPM con una rodilla intervenida de reconstrucción del ligamento.

Para ello realizaron un modelo a partir de una rodilla de cadáver, la cual estudiaron con RMN utilizando para su segmentación el software BRAINS2. Posteriormente crearon la malla con el software IAFEmesh modelando los huesos como elementos rígidos (sin propiedades materiales) y para el cartílago elementos hexaédricos con unas propiedades fijas (módulo E de 12 MPa y $\nu = 0.45$). Para las inserciones ligamentosas, ya que estas no fueron delimitables en la RMN tal y como señala el autor, utilizaron disección anatómica. Para sus propiedades materiales utilizaron las descritas previamente en la literatura, aplicando a la plastia de LFPM las propiedades del tendón tibial. Crearon para comparar dos rodillas un modelo sin ligamento y uno con la plastia y compararon el stress a nivel de la rótula.

La simulación se realizó únicamente para 30° de flexión. El fémur y la tibia se fijaron totalmente (restricción de los 6 grados de libertad) mientras que a la rótula se le permitía desplazamiento lateral. Se representó el cuádriceps con 3 vectores situados espacialmente como había descrito previamente Farahmand y se cargó este con 178N. Se utilizó

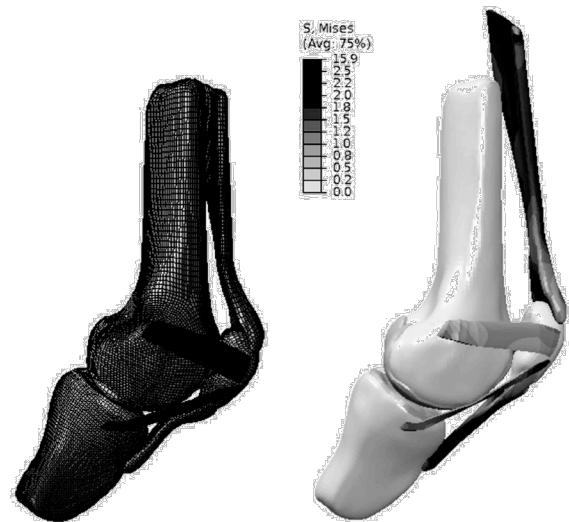


Fig. 87; Modelo computacional para representar la funcionalidad del LFPM

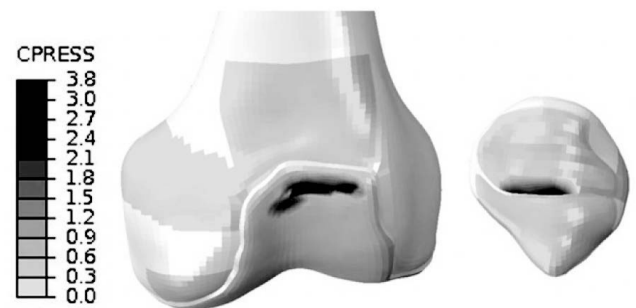


Fig. 88; Área de contacto a 30° en el modelo computacional

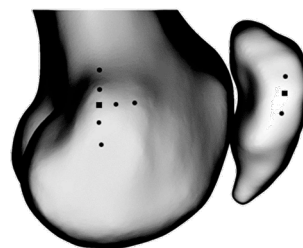


Fig. 89; simulación de varios puntos de inserción del LFPM

Abaqus para realizar el AEF, realizando un análisis cuasi-estático.

Para validar sus mediciones se hizo un montaje experimental sobre la rodilla de cadáver.

Tras validar las mediciones obtenidas entre el montaje experimental y el computacional procedieron a simular distintos puntos de inserción de la plastia en el fémur. Siendo su principal conclusión que el lugar de inserción femoral altera las fuerzas en la rótula, concretamente una inserción anterior femoral puede limitar el movimiento de la rótula y aumentar el desgaste del cartílago debido al aumento de presión en el área de contacto y fuerza de contención.

1.3.5.15) The effects of the sagittal plane malpositioning of the patella and concomitant quadriceps hypotrophy on the patellofemoral joint: a finite element analysis(9)

Este es un reciente AEF publicado en la revista “The knee” (2016) en el que se estudian como variables independientes la atrofia del cuádriceps y la malposición de la rótula en el plano sagital para la variable dependiente; tensión femoro-patelar. Para crear su modelo parten de una base de datos de imágenes de TC, “Visible human Project”, a partir de las cuales recrean los modelos tridimensionales utilizando Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N., Seattle, WA, 98103 USA) y VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA).

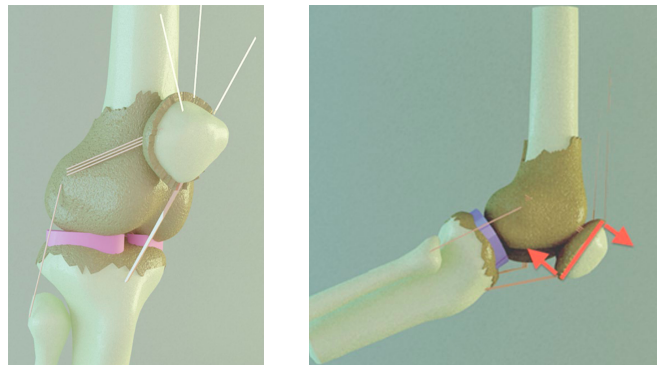


Fig. 90; Modelo femoro-patelar publicado en 2016 en

“The Knee”
Posteriormente recrearon los ligamentos colaterales, cruzados, rotuliano y ambos femoro-patelares a partir de datos anatómicos de la literatura (referencian a Mesfar et al. 2005), representándolos como elementos muelle mono-axiales, dándoles a todos ellos una rigidez global de 2000N/mm. De nuevo se agrupa el cuádriceps en tres vectores tal y como se ha realizado en los trabajos previos en base a los estudios anatómicos de Sakai et al. Las propiedades materiales aplicadas al hueso y al cartílago son fijas, con unas propiedades de módulo E y de Poisson de 11,000 y 6 Gpa, 0.3,y 0.47 respectivamente.

Crearon 8 modelos simulando una flexión de 0°, 15°, 30° y 60° cargando primero los tres vectores

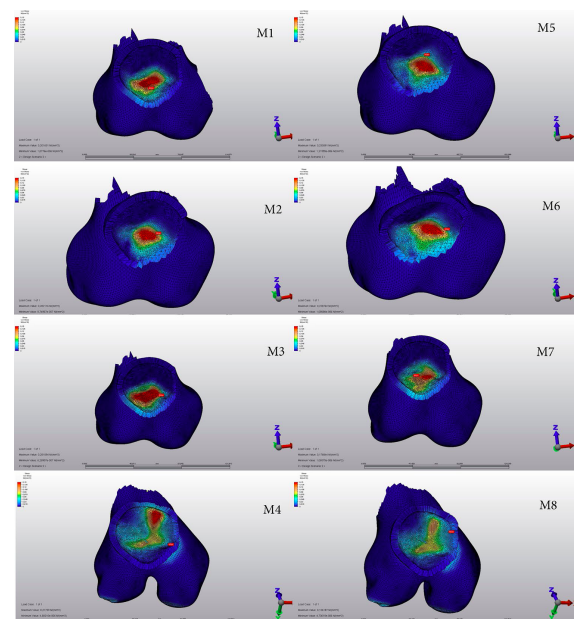


Fig. 91; Distribución de tensiones (stress) en el trabajo de 2016 publicado en “The Knee”

del cuádriceps con una fuerza de 137N dividiéndolos en 50, 60 y 40N de acuerdo con las relaciones utilizadas por Mesfar. Los modelos se diferenciaban en el grado de inclinación rotuliana en el plano sagital, tomando 8° de inclinación respecto al eje cráneo-caudal como normal. La segunda variable que modificaron fue la atrofia del cuádriceps procediendo a disminuir su fuerza un 15.5%, es decir a 115.7 N.

La tensión rotuliana encontrada en sus resultados fue mayor a 30° y 60° en aquellas rótulas en las que se simulaba un aumento de la inclinación rotuliana, valores que aún demostraron ser mayores sin simulaban una atrofia del cuádriceps (mayores valores de tensión que los fisiológicos con menor fuerza muscular).

1.3.5.16) Computational Analysis of Factors Contributing to Patellar Dislocation(81)

Este AEF, es un nuevo trabajo del grupo de Denver liderado por Fitzpatrick, publicado en 2016 en Journal of Orthopaedic Research. Investiga cuatro criterios que se han postulado como factores de riesgo para la luxación rotuliana. Estos criterios incluyen la geometría troclear, la longitud del tendón rotuliano, la alineación del aparato extensor y la alineación rotacional utilizando como variables para estas mediciones; un surco troclear plano, una rótula alta, el aumento del ángulo Q , y el aumento de la torsión femoral.

Para ello crean un modelo en Abaqus que incluye el fémur, la tibia y la rótula, así como el aparato extensor y someten a este modelo a un análisis cuasi-estático entre los 0 y los 40° de flexión argumentando que es en ese rango donde ocurre la luxación rotuliana. Se creó el modelo a partir de las RMN de un individuo voluntario sin especificar la técnica utilizada.

El tendón rotuliano se modeló como 6 elementos mono-axiales mientras que el cuádriceps lo representaron al igual

que en su trabajo previo con prótesis patelares como membranas de dos dimensiones sin representar esta vez el LPFM al asumir que en los individuos con inestabilidad rotuliana este ligamento esta roto. El cuádriceps se cargó con 400 N de carga a través de las 4 membranas que lo representan con una proporción de 15:20:40:25 basada en estudios previos. El hueso se trató como un elemento rígido y el cartílago como un material elástico sin especificar las propiedades materiales.

Se realizaron dos análisis computacionales independientes. En el primer análisis , cada uno de los 4 factores anatómicos de inestabilidad fue alterado de manera individual mientras que en el

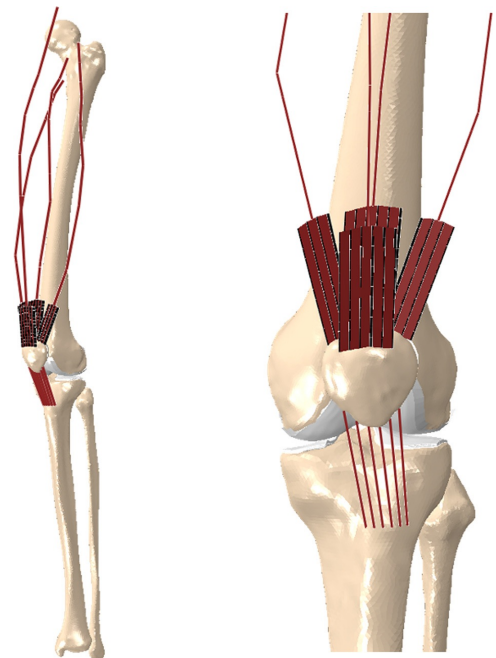
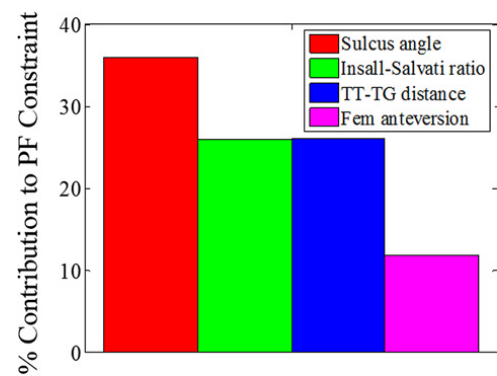


Fig. 92; Modelo de aparato extensor de Fitzpatrick para investigar la estabilidad rotuliana

segundo análisis se estudió la combinación de los mismos para ver su influencia en el tracking así como en las fuerzas resultantes.

Su principal conclusión es que el ángulo de la tróclea es el principal determinante de la inestabilidad rotuliana seguido de la longitud del ligamento rotuliano, siendo la alineación rotacional del fémur el factor que menos influye en esta estabilidad.



Overall

Fig. 93; Modelo de aparato extensor de Fitzpatrick para investigar la estabilidad rotuliana

2) Justificación del actual trabajo

“Hasta el momento no se ha estudiado la relación entre el tipo anatómico de rótula y el dolor anterior de rodilla”

El trabajo actual tiene como objeto de estudio por un lado la forma anatómica de la rótula y por otro las fuerzas que se experimentan en su cara articular. La característica anatómica de interés va a ser la cara posterior de la rótula, la cual tiene dos características que la convierten en la región de interés:

- Es la región de la rótula con más variación entre individuos, ya que el resto de sus caras es bastante constante entre individuos(235, 246)
- Es la región dónde se desarrollan las funciones biomecánicas vistas previamente y en la que se va a experimentar el dolor anterior de rodilla (dolor FP)(274).

Estudiar las fuerzas que experimenta la rótula responde a que si bien existen muchas teorías sobre la fisiopatología del dolor anterior de rodilla, todas confluyen en una vía común final; la alteración de la magnitud o distribución de las cargas en el cartílago articular debida a diversos factores de riesgo(74, 83). Por lo tanto su mecanismo patogénico es el aumento de presión experimentado por los mecano-receptores de la rótula independientemente del factor causal(10, 234, 251, 266).

Este dolor de origen FP es una de las causas más frecuentes de dolor en la rodilla, predominando en mujeres adolescentes y adultos jóvenes, si bien es una de las patologías de mayor prevalencia en las consultas de cirugía ortopédica en todos los rangos etarios(20, 50, 133, 155, 200, 266). Tradicionalmente se ha descrito como un dolor auto-limitado que mejora con el tiempo. Sin embargo, la evidencia acumulada, nos indica que un porcentaje de pacientes, entre 50 y 90%, el dolor puede cronificarse e incluso progresar a cambios degenerativos produciendo artrosis FP (10, 50, 157). El doctor Sanchís Alfonso en su libro sobre el dolor anterior de rodilla enfatiza como el dolor tiende a cronificarse y que su condición autolimitada es un tópico que se ha transmitido durante años(10). La relación dolor anterior de rodilla y artrosis FP esta demostrada y será precisamente la distribución de cargas elevada lo que determine si este dolor acabará en degeneración articular(10, 274).

Se han estudiado distintos factores anatómicos y biomecánicos que llevan a este aumento de presión. Estos factores de riesgo pueden dividirse en factores funcionales y factores estructurales, que conducen a la articulación a una sobrecarga excesiva, produciendo dolor y a largo plazo riesgo de cambios degenerativos(172, 274). Los factores estudiados se han agrupado de distintas maneras, ya que habrá factores funcionales y estructurales. Una forma comprensiva de clasificación utilizada es dividir estos factores de riesgo en proximales (origen en columna o

cadera), locales (origen en la propia rodilla) y distales (origen en el tobillo o pie). Hemos visto en los apartados previos (Biomecánica y AEF) varios ejemplos de estudios que se han centrado en algunos de estos factores, y en el apartado de discusión se desarrollaran los mismos. A modo de síntesis los factores que mas evidencia han demostrado son los siguientes;

- Factores proximales:

- Incorrecta alineación dinámica de miembro inferior hacia el valgo, es decir, un aumento del ángulo Q(201)
- Disminución de fuerzas de grupos musculares proximales; pérdida de fuerza en musculatura abductora(201, 206)

- Factores locales:

- Alineación y estructura de la articulación. Dentro de estos se han estudiado en orden de importancia; surco troclear poco profundo, rótula alta y lesión del LPFM(58, 112, 155).
- Fuerzas musculares locales; atrofia del cuádriceps(157, 207)
- Coordinación de la musculatura local; retraso en la activación muscular del vasto medial oblicuo respecto al externo y a los isquiotibiales(157, 274)

- Factores distales:

- Factores en el pie y tobillo que conllevan una excesiva rotación interna de la tibia, que se asocia a una pronación del pie o un aumento de la dorsiflexión del tobillo(185, 274).

- Factores combinados:

- Todos los factores pueden afectar a la cinemática y a la distribución de presiones femoro-patelares, pero la contribución individual de un factor puede a su vez depender de la presencia o ausencia del resto de factores(33, 274)

Entre los factores anatómicos y biomecánicos que llevan a este aumento de presión, **no se ha estudiado la relación entre el tipo anatómico de rótula y la presión a nivel de la misma.**

Es por esta razón por la que se decidió realizar el actual trabajo. Su objetivo fue estudiar si la existencia de un tipo de rótula frente a otro puede ser un factor de riesgo aislado para el dolor anterior de rodilla. Consecuentemente en el diseño se introdujeron las características funcionales y anatómicas “normales” (tanto proximales, como locales y distales) variando exclusivamente el tipo de rótula en las distintas simulaciones.

Para llevar a cabo este estudio se decidió utilizar una simulación computacional de uno de los ejercicios dónde las fuerzas en la articulación van a ser mas elevadas, concretamente la realización de tres distintos tipo de sentadillas(274). Son en ejercicios como la sentadilla, la posición de cuclillas o el desplazamiento por escaleras dónde este dolor se intensifica debido a que es durante su ejecución dónde las fuerzas son mayores (157, 266, 274). El método de análisis computacional que se decidió utilizar en el actual trabajo es un AEF, por haberse situado hoy en día como el patrón oro en biomecánica(66). Este método nos va a permitir

fusionar las ventajas de los dos métodos clásicos en biomecánica; las condiciones de realidad de fuerzas de los estudios matemáticos y la precisión en la medición de las variables de los estudios experimentales(66, 86). En contrapartida se trata de un método de alta complejidad en el que habrá que cuidar cada uno de los pasos de su metodología, ya que el rigor en los mismos es proporcional a la precisión en los resultados obtenidos(36, 66).

La aplicación clínica de los hallazgos en este trabajo serían poder detectar un grupo de sujetos con un riesgo relativo elevado para padecer dolor anterior de rodilla. El estudio de factores de riesgo puede ayudar a modificar las fuerzas que actúan sobre la articulación, en un intento de minimizar la incidencia y prevalencia del dolor en cara anterior de rodilla relacionado con la sobrecarga FP(33, 46, 83).

3) Hipótesis

Metodológicamente se trata de un estudio analítico experimental dónde se correlaciona la anatomía rotuliana (según el tamaño relativo de las dos facetas posteriores) con la magnitud de fuerzas que esta soporta la rótula mediante un análisis de elementos finitos (AEF).

El **tipo de rótula** según la anatomía de su cara posterior actuó como variable independiente y la **presión/tensión** resultante tras el AEF como variables dependientes, estudiando la relación durante la realización del ejercicio de sentadilla. El contraste de hipótesis entre ambas variables fue el siguiente:

- Hipótesis nula (H_0); no hay diferencias entre el tipo anatómico de rótula y las presiones/tensiones que estas experimentan.
- Hipótesis alternativa (H_a); la existencia de un tipo de rótula concreta es un marcador de riesgo independiente para el aumento de presión/tensión en la articulación femoro-patelar.

4) Objetivos

Los objetivos que determinaron poder llevar a cabo el actual estudio y así refutar o aceptar la hipótesis nula fueron los siguientes:

- 1) Desarrollo de un sistema de clasificación de los ejemplares de rótula en tres tipos de una manera reproducible y precisa
- 2) Creación de una representación virtual de las rótulas en un malla de elementos finitos tipo tetraedro cumpliendo los estándares de calidad en biomecánica para el AEF
- 3) Aplicación de las propiedades materiales reales para representar el comportamiento anisotrópico de cada ejemplar de rótula
- 4) Obtención de parámetros de fuerzas de reacción y fuerzas musculares de un voluntario sano realizando tres sentadillas mediante mecánica inversa
- 5) Aplicación de las fuerzas obtenidas junto con las estructuras ligamentosas de una manera anatómica a cada uno de los ejemplares dentro del software de AEF Abaqus para llevar a cabo un total de 60 simulaciones independientes

6) Resolución de los AEF: El objetivo último y fundamental fue comparar las fuerzas obtenidas en cada grupo de rótulas para comprobar si estas fuerzas son estadísticamente superiores en alguno de los tres tipos

5) Material y métodos

El método utilizado en el actual trabajo fue una simulación computacional, concretamente un AEF, siendo el ejercicio que se simuló la realización de tres sentadillas distintas; a 30°, 60° y 90° de flexión de rodilla:

- Las variables de entrada (población) fueron 20 ejemplares de rótulas obtenidos de donantes por disección anatómica. Se utilizó la colaboración de un voluntario para la estimación de las fuerzas e introducción de medidas antropométricas.
- Las variables dependientes fueron la medición de la presión, tensión (stress) y áreas de stress elevadas tras resolver los AEF.

5.1) Desarrollo del Análisis de Elementos finitos

En la simulación de las sentadillas todas las rótulas fueron a las mismas variables de entrada introducidas en el AEF excepto el tipo de rótula (variable independiente);

- *Mismas fuerzas musculares obtenidas de un voluntario asintomático por mecánica inversa*
- *Mismas características anatómicas obtenidas del mismo voluntario asintomático (disposición vectorial del cuádriceps, ángulo Q , longitud de segmentos corporal y disposición ligamentosa).*
- *Mismas fuerzas de reacción estimadas para el voluntario asintomático (peso de 70 kg)*
- *Mismo método de idealización y discretización sobre las rótulas*
- *Idéntico método de aplicación de propiedades materiales para cada rótula a partir de sus valores calculados en la MDTC.*
- *Mismo tipo de análisis cuasi-estático con idéntica fase de post-procesado*

A excepción de las diferencias anatómicas entre los 20 ejemplares, el resto de la metodología fue exactamente idéntica para cada uno de los 3 ejercicios a realizar; la sentadilla a 90°, la sentadilla a 60° y la sentadilla a 30°, es decir, en total se llevaron a cabo 60 simulaciones. Las tensiones y presiones resultantes se sometieron de manera comparativa a un análisis estadístico.

El actual trabajo se desarrolló en el servicio de **Cirugía Ortopédica y Traumatología del HGUGM** (Universidad Complutense de Madrid) y en el **departamento de Mecánica Computacional** de la Facultad de Caminos, Canales y Puertos (Universidad Politécnica de Madrid), contando con la colaboración del Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina de la Fundación Universitaria San Pablo CEU para la obtención de las muestras.

Los programas de software utilizados en las distintas fases son:

- En la fase de pre-procesado; **Osirix v.6.5.2®** Ginebra, Suiza, **3-Matic Research 9.0®**, Lovaina, Bélgica y **Mimics Research Edition 17.0®**, Lovaina, Bélgica. Nombrados a partir de ahora como Osirix, 3-Matic y Mimics respectivamente.

- En la fase de análisis y post-procesado; **Abaqus 6.12®**, Rhode Island, Estados Unidos. y **Matlab R2016b®** Massachusetts, Estados Unidos.. Nombrados a partir de ahora como Abaqus y Matlab.

El flujo de trabajo se muestra esquematizado en la figura 94. Se aprecia la fase de pre-procesamiento la cual se llevó cabo íntegramente en Mimics (en color azul) y la fase de análisis (rojo), en la cual incorporamos los datos de dirección de fuerza tridimensional y de magnitud obtenidos en Mimics y Matlab respectivamente. Esta fase se desarrolló dentro del software de AEF Abaqus al igual que el post-procesado de los resultados (verde).

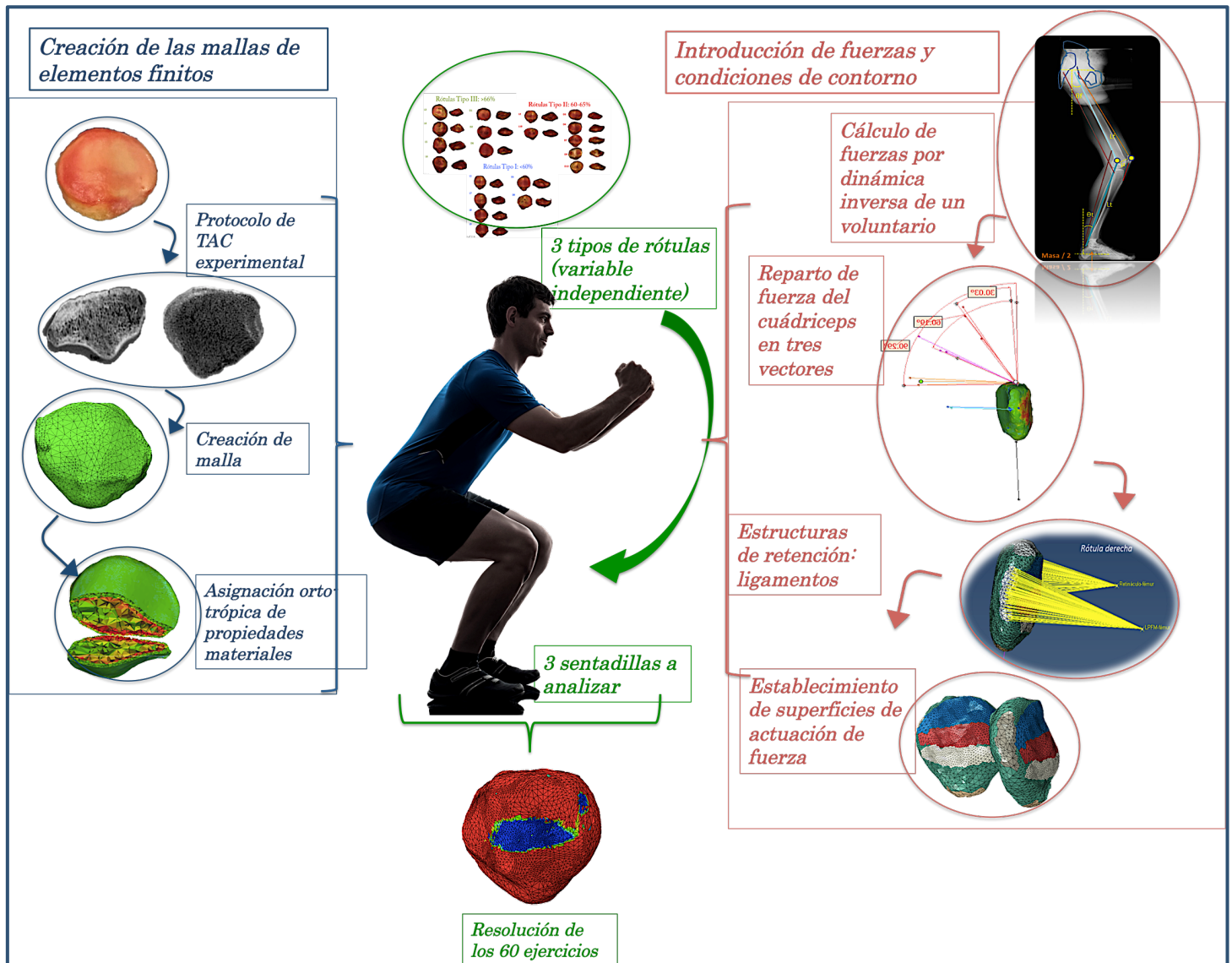


Fig.94; Flujo de trabajo del Análisis de Elementos Finitos del actual trabajo

5.2) Fases del estudio

Se va a proceder a exponer las fases del estudio siguiendo la tabla 3 del apartado “3.3.1 Metodología del AEF en biomecánica” .

		Trabajo actual
Pre-procesamiento	<ul style="list-style-type: none"> - Elección de la muestra/espécimen - Pruebas de imagen a utilizar - Idealización o creación de nuestro objeto matemático: Post-procesado de las imágenes - Discretización: elección de los elementos finitos - Asignación de propiedades materiales y su mapeo 	<ul style="list-style-type: none"> - 20 rótulas de donante cadáver ① - 2 protocolos de MDTC ② - Clasificación de las rótulas ③ - Post-procesado semiautomático ④ - Elementos tetraedros, técnica basada en voxel y mejora de la calidad de la malla ⑤ - Representación de superficies de contacto e inserción ⑥ - Asignación orto-trópica de materiales ⑦
Análisis	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicación de fuerzas y condiciones de contorno 	<ul style="list-style-type: none"> - Coordenadas de los vectores del cuádriceps y ligamentos ⑧ - Cargas estimadas de un voluntario mediante método analítico ⑨ - Exportación de 20 modelos a Abaqus ⑩ - Representación de las condiciones de contorno a través de los ligamentos ⑪ - Aplicación de fuerza del cuádriceps y de carga femoro-patelar ⑫ - Resolución del análisis de elementos finitos en el software Abaqus para los 60 casos distintos; 20 rótulas en 3 ejercicios distintos ⑬
Post-procesamiento	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicación de cargas 	

Tabla4; Trece fases de la realización del AEF del actual trabajo

5.2.1) Pre-procesamiento

① Obtención y selección de especímenes

Durante 3 meses se coleccionaron todas las rótulas de rodillas frescas-congeladas de cadáver procedentes de cursos de formación en el Fundación Universitaria San Pablo CEU. Las rodillas que se utilizan en dichos cursos son rodillas sin patología local conocida, sin intervenciones previas en las mismas, siendo desconocidos los datos

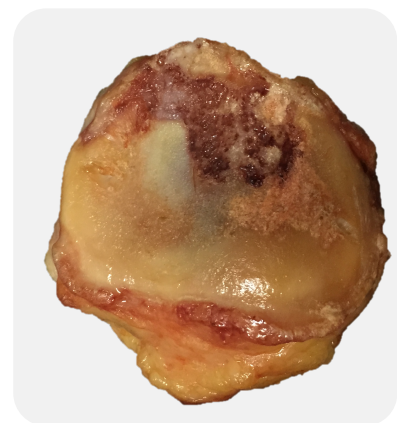


Fig.95; ejemplar de rótula desechada por marcados signos artrósicos

demográficos de los sujetos donantes a excepción de la ausencia de enfermedades infecto-contagiosas.

Se coleccionaron un total de 37 rótulas de 37 individuos diferentes, las cuales se clasificaron en izquierdas y derechas. Posteriormente se descartaron aquellas que tenían signos marcados artrósicos como osteofitos o defectos

osteocondrales evidentes (*Figura 95*).

Para la realización de este estudio se estimó un tamaño muestral necesario de 20 ejemplares.

Para este cálculo se tuvieron en cuenta la proporción esperada de tipos anatómicos de rótulas según el trabajo de Wiberg(39) así como la distribución de presiones y tensiones en los AEF más recientes expuestos en la introducción sobre la rótula.(9, 58, 124, 146, 274). En los trabajos referenciados se calculó un coeficiente de variación para la distribución de tensiones menor al 6%, asumiendo una distribución normal de la variable, como lo son las variables cuantitativas biológicas. Se

utilizó un intervalo de confianza al 95%, por tanto una probabilidad de cometer error aleatorio tipo I (α) del 5% y una potencia estadística del 85% (β : 0,15). Los 20 ejemplares seleccionados de las rótulas no descartadas se seleccionaron de manera aleatoria, realizando una aleatorización por bloques entre izquierdas y derechas, sin tener en cuenta características morfológicas, que es precisamente la variable a estudio. Se seleccionaron 10 rótulas izquierdas y 10 rótulas derechas.

Sobre ellas se realizó una cuidadosa disección de las partes blandas, conservando el cartílago articular hasta evidenciar la inserción del tendón cuadricipital, el ligamento rotuliano y estructuras mediales y laterales de sostén (ligamento femoro-patelar y retináculo lateral). Previamente a su resección estas inserciones se fotografiaron en cada espécimen para ser representadas en la fase de

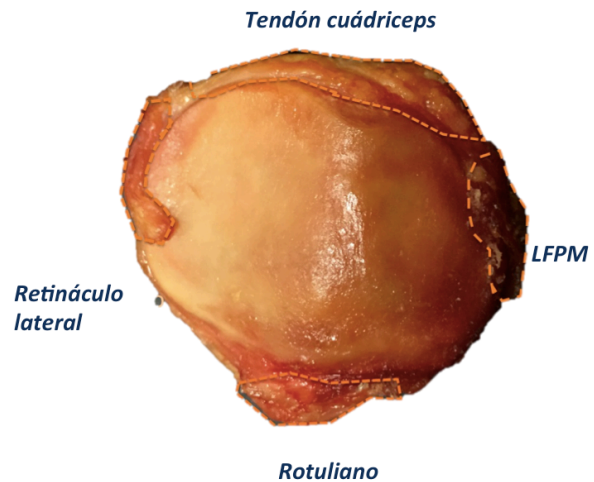


Fig. 96; Disección conservando inserciones anatómicas de interés

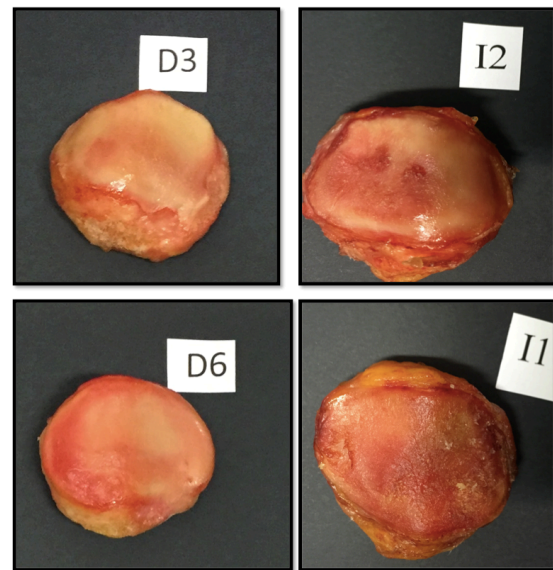


Fig. 97; Numeración de las rótulas durante su conservación en el Banco de huesos

análisis del AEF (aplicación de condiciones de contorno; estructuras de restricción).

A continuación se finalizó su disección respetando el tejido óseo y el cartílago con el objetivo de facilitar la segmentación computacional posterior. En el tiempo entre fases experimentales las rótulas eran conservadas en el banco de huesos del HGU Gregorio Marañón, con el fin de asegurar su buen estado ya que el mismo consta de sistemas de alarma ante el aumento de temperatura, manteniendo una temperatura por debajo de los -25° centígrados. Las rótulas se clasificaron según fuesen izquierdas o derechas como “I” y “D” respectivamente numerándolas de manera aleatoria del 1 al 10 en cada grupo para así tener una identificación de cada espécimen en cada fase del experimento. Se registró el peso en descongelación de cada ejemplar para su utilización posterior.

② Realización de protocolos de TC

A los 20 ejemplares de rótulas se les sometió a una Tomografía computarizada con Multi-detectores (MDCT) para su representación tridimensional. Los estudios se llevaron a cabo en el Hospital General Universitario Gregorio Marañón con dos protocolos experimentales distintos; ambos con parámetros de resolución mayores que en el protocolo habitual de rodilla. Se utilizó el tomógrafo computarizado multi-detector (MDCT) helicoidal Phillips Brilliance de 64 cortes, que permite en protocolos de alta resolución valores de hasta 25 pares por milímetro. La modificación de cada protocolo se basó en la variación en los coeficientes determinantes de la resolución espacial:

- Corriente eléctrica medida en kilo voltaje (kV)
- Flujo electrónico en función de la corriente del tubo medido en miliamperios (mA)
- El Pitch (velocidad de giro del cilindro y velocidad de la mesa) fue de 1.

Las variables de los dos protocolos utilizados en el actual trabajo y sus dosis de radiación resultantes se exponen en la tabla 4.

De las distintas variables que ofrecían cada uno de los protocolos la de mayor interés de cara a nuestro objetivo era seleccionar el que		mAs	kV	CTDI (mGy)	DLP (mGy x cm)
ofreciese un menor tamaño de voxel (menor cubo con material/tejido en su interior) con una mejor atenuación, ya que cada uno de ellos va a representar a uno de los elementos finitos (tetraedros) Los dos protocolos experimentales utilizados se basan en datos obtenidos de la bibliografía. En el trabajo de Dietrichs et al. se	Protocolo experimental 1	220	120	18,34	964
	Protocolo experimental 2	398	140	49,42	1387

Tabla 4; Coeficientes de resolución espacial en ambos protocolos de MDCT

utiliza un protocolo con una mAs de 200 y un kV de 120 obteniendo un tamaño de pixel estimado de 208x208 μm^2 lo que correspondería a un voxel aproximado de 9000 μm^3 (59). El segundo protocolo experimental está basado en el utilizado en el trabajo de 2015 de Liebl et al. en el que con un protocolo mas potente (460 mAs y 120 kV) consigue un tamaño de voxel de 150x150x150 μm (161).

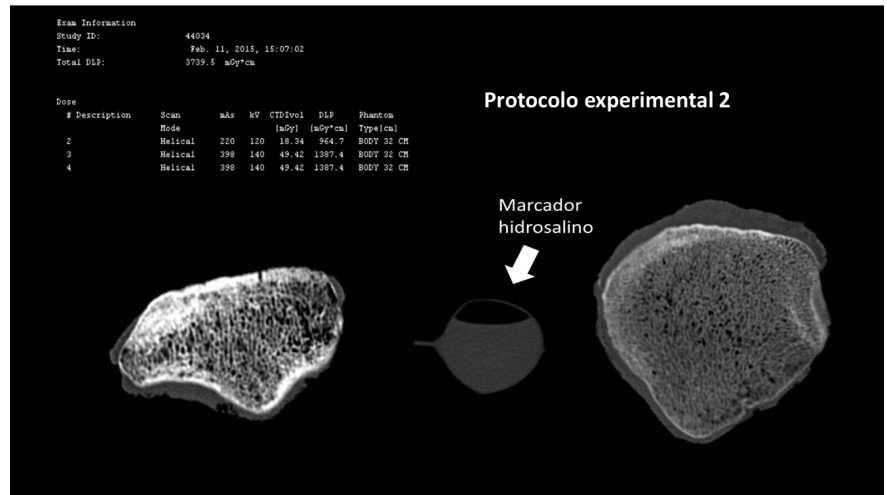


Fig.98; Protocolo experimental de MDCT número 2, utilizado finalmente. En el corte se aprecia el marcador de densidad hidrosalino para la posterior asignación de materiales

En nuestro trabajo se seleccionó finalmente el protocolo número 2 ya que aportó un tamaño de voxel estimado de 244x244 x244 μm^3 , con un mejor coeficiente de atenuación (menor ruido). Este protocolo consta de 1024 columnas por 1024 filas, un diámetro de reconstrucción de 250mm, con una inclinación del Pitch de 0 y un tiempo de exposición de 398 segundos. En los dos protocolos de MDTC que se emplearon se utilizó un trazador de características materiales conocidas (cápsula de suero salino isotónico) para el posterior ajuste de las propiedades materiales en la relación entre Unidades Hounsfield (HU) y densidad aparente

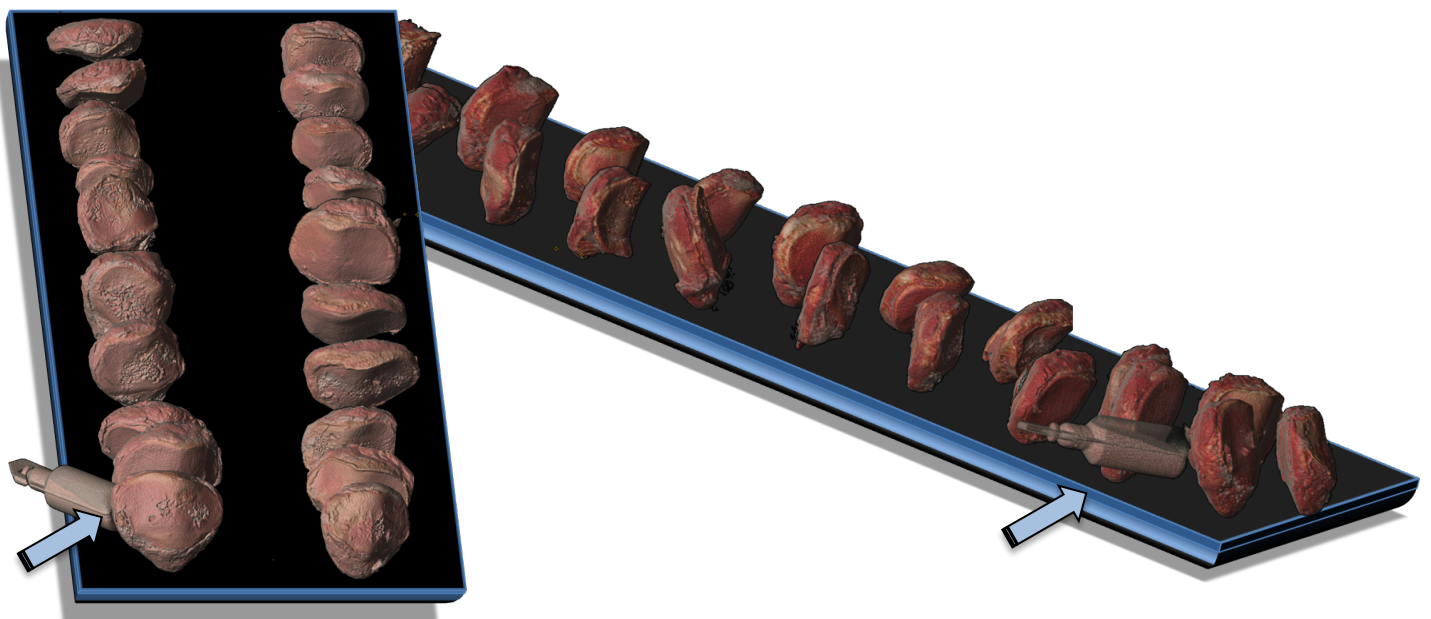


Fig. 99; Recreación computacional del espacio dentro del tubo durante el protocolo 2. Nótese el marcador de suero salino

(ρ_{app}). Este marcador fue situado en la misma localización que los ejemplares para estar sometido a las mismas condiciones de medición tal y como se muestra en la recreación virtual del espacio dentro del tubo de tomografía.

③ Clasificación de las rótulas en tres tipos por la anatomía de su cara articular

Previamente a continuar con el pre-procesado para el AEF se procedió a clasificar las rótulas según la variable independiente; la anatomía de su cara posterior. Para ello se tuvo en cuenta la predominancia de la faceta lateral en la cara posterior en el plano axial respecto al total, es decir, el ratio de longitud axial de la faceta lateral-longitud axial total. Se hace de un modo análogo a la clasificación de Wiberg, es decir, definir tres tipos de rótula sucesivamente de menor a mayor ratio de cara lateral(267). Esta clasificación es la más difundida para llevar a cabo la clasificación rotuliana, sin embargo, ni el propio autor ni investigadores posteriores establecieron unos límites de proporción para clasificar una rótula como tipo I o tipo III. Es por ello que en este trabajo se decidió establecer unos valores umbrales para incluir a los ejemplares en uno u otro tipo de rótula de manera reproducible y objetiva. Para ello se midieron en cada rótula la longitud total medio-lateral de la rótula y la relativa de cada una de sus facetas posteriores en el plano axial en tres cortes distintos siguiendo en todos los especímenes el mismo

procedimiento;

- Primero se validaron las mediciones

realizadas con

TAC comparando

el eje longitudinal

de cada ejemplar

de rótula in vitro con el mismo eje

medido en los software de post-

procesado Osirix

y Mimics.

- Se localizaron tres planos axiales

iguales para todas las rótulas con el

objetivo de clasificar a las mismas.

Estos planos axiales corresponden a la

sección situada justo en la mitad del eje

cráneo-caudal del área articular (50% de

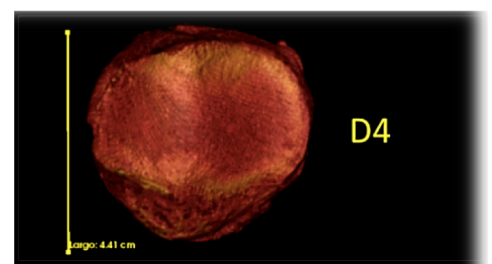
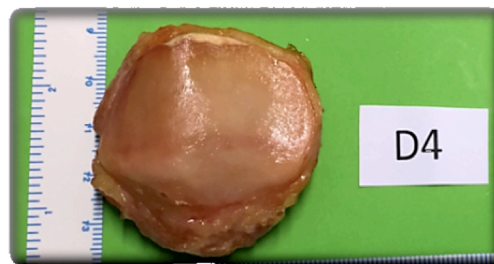


Fig. 100; Validación de la medición computacional con la medición física en uno de los ejemplares

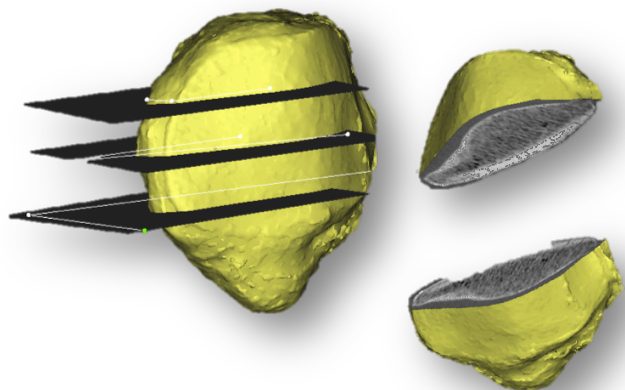


Fig. 101; Localización de tres planos axiales en el 33%, 50% y 67% de la longitud coronal de la rótula

su longitud), al situado en la unión del primer y segundo cuarto (25% de su longitud) y al correspondiente a la unión del segundo y tercer cuartos (75%).

- En cada uno

de ellos se

midió la

longitud total

trasversal del

área articular y

la longitud

trasversal de la

faceta externa

para

relativizarlas

posteriormente.

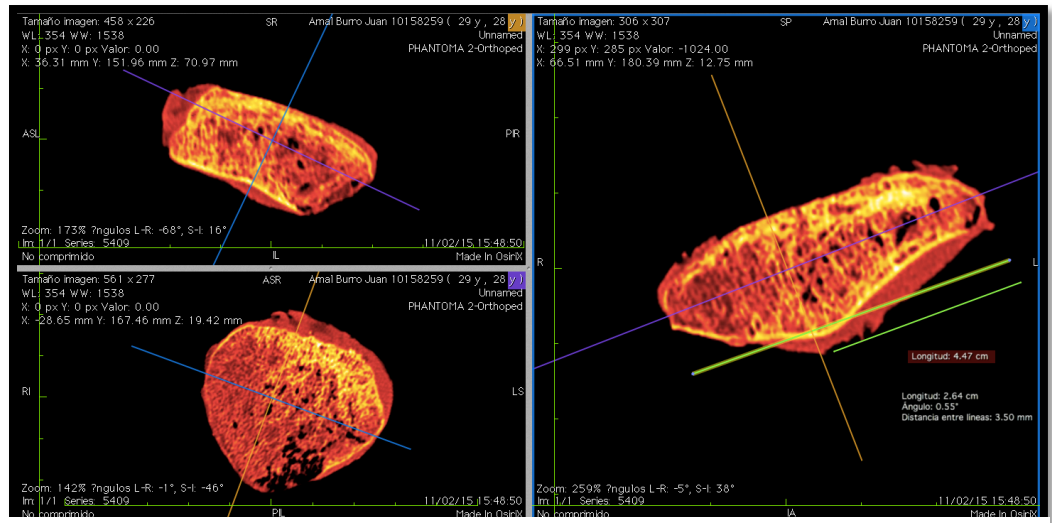


Fig. 102; Medición de la longitud axial total y de la faceta externa en cada uno de los tres cortes

- Se calculó la media de longitud entre las tres mediciones tanto para la longitud total axial de la rótula como para la longitud de la faceta externa. Una vez obtenidas estas medias se relativizó el porcentaje de la longitud total axial que corresponde a la faceta externa

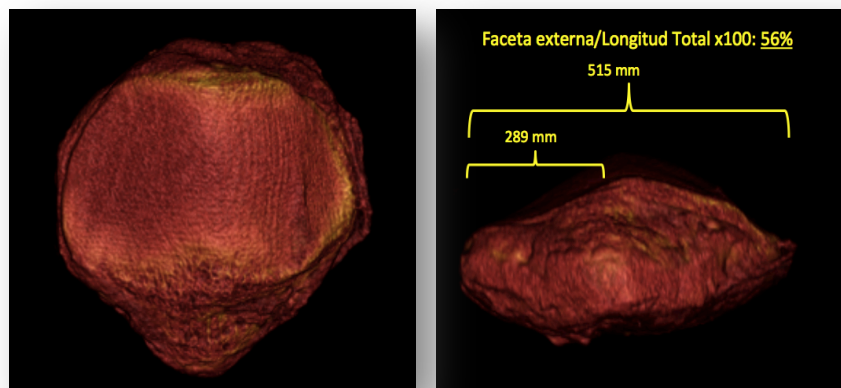


Fig. 103; Cálculo de la longitud relativa de la faceta externa respecto al total de la longitud axial en los tres cortes

- Se agruparon las rótulas en tres grupos en función del porcentaje total de la cara posterior de la rótula que representa la faceta articular externa. En base a la clasificación de Wiberg se clasificaron los tres tipos de rótulas (de 1 a 3 en numeración romana) en orden creciente según la mayor proporción de la faceta externa. Mientras que la clasificación de Wiberg es puramente descriptiva, se utilizaron parámetros objetivables como el ratio medido en milímetros dividiendo los tres tipos de la siguiente manera:

- Las rótulas tipo I tienen una faceta externa que representa menos de un 60% de la longitud axial de la rótula.
- Las rótulas tipo II tienen una faceta externa que representa entre el 60% y el 66% (dos tercios) de la longitud total.
- Las tipo III tiene una faceta externa que representa más de dos tercios de la longitud axial.

En la Figura 104 se muestran las medidas totales y relativas de la cara posterior articular según el procedimiento descrito.

Mediante este método se pretendió ajustar la clasificación de Wiberg a un método que pudiera reproducirse en todos los ejemplares por igual. Previamente se intentó llevar a cabo un método de clasificación descriptivo que se ampliará en el apartado de discusión, que resultó ineficaz.

En las tablas 5 y 6 se muestran las medidas de todos los ejemplares y su posterior clasificación en uno de los tres grupos según los resultados de relativizar sus medidas.

Al clasificarlas según el ratio o proporción resultante acabaron conformando los grupos; 6 rótulas como tipo I, 7 rótulas como tipo II y 7 rótulas como tipo III.

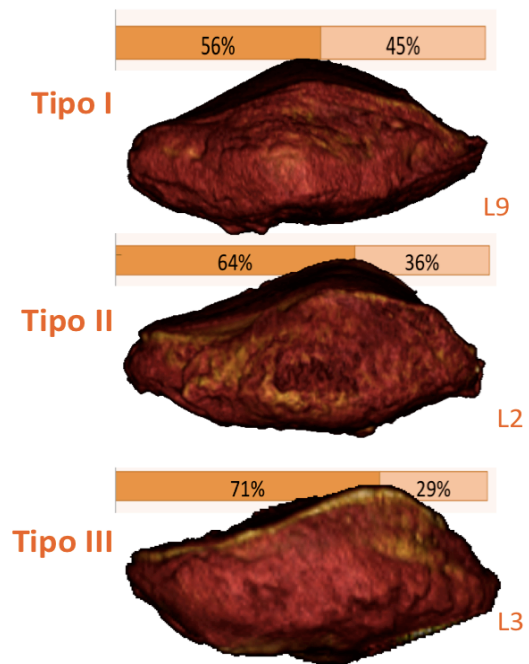


Fig. 104; Clasificación de las rótulas en tres tipos según la longitud relativa de su faceta externa

Rótula	Longitud total axial	Longitud faceta externa	Proporción (%)	Tipo rótula
D1	4,70 cm	3,60 cm	77%	Tipo III
D2	5,6 cm	3,1 cm	71%	Tipo III
D3	4,57 cm	2,85 cm	62%	Tipo II
D4	4,41 cm	2,84 cm	64%	Tipo II
D5	4,70 cm	2,55 cm	54%	Tipo I
D6	4,26 cm	2,92 cm	68%	Tipo III
D7	4.63 cm	2.99 cm	64%	Tipo II
D8	4,59 cm	2,72 cm	59%	Tipo I
D9	4,65 cm	2.80 cm	60%	Tipo II
D10	4,78 cm	3.10 cm	64%	Tipo II

Tabla 5. Mediciones y clasificación de las rótulas derechas en cada uno de los tres tipos

Rótula	Longitud total axial	Longitud faceta externa	Proporción (%)	Tipo rótula
L1	4,57 cm	2,38 cm	52%	Tipo I
L2	4,59 cm	2,96 cm	64%	Tipo II
L3	4,43 cm	3,17 cm	71%	Tipo III
L4	4,40 cm	2,96 cm	66%	Tipo III
L5	4,87 cm	3,29 cm	67%	Tipo III
L6	4,21 cm	3,14 cm	74%	Tipo III
L7	3,94 cm	2,24 cm	56%	Tipo I
L8	5,22 cm	2,81 cm	53%	Tipo I
L9	5,15 cm	2,89 cm	56%	Tipo I
L10	5,48 cm	3,38 cm	61%	Tipo II

Tabla 6. Mediciones y clasificación de las rótulas izquierdas en cada uno de los tres tipos

Distribución de tipo de rótulas según ratio
Faceta externa/longitud axial

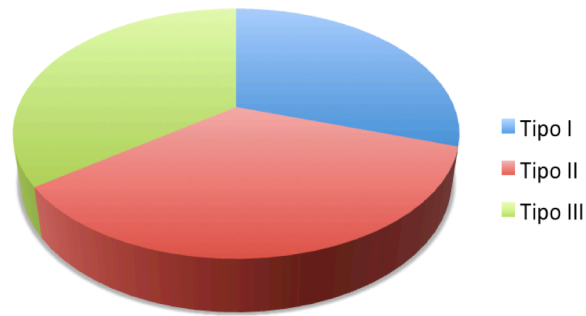


Fig. 105; Diagrama sectorial que muestra la
proporción de rótulas sobre el total en cada uno de
los tres grupos

Rótulas Tipo I: <60%

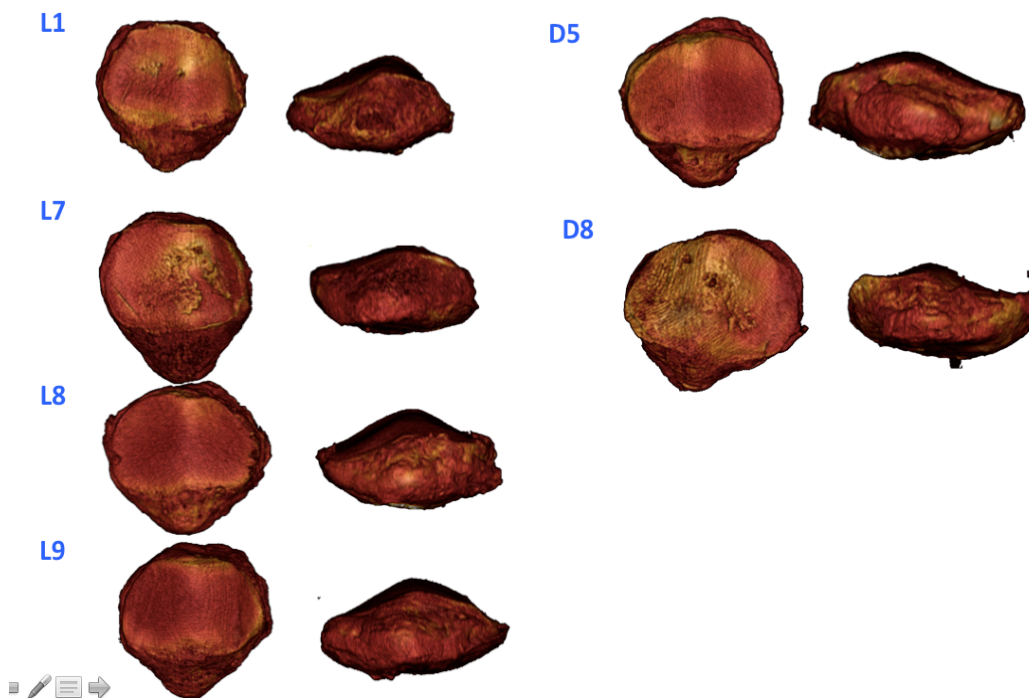


Fig. 106; Rótula tipo I; un total de 6 ejemplares tuvieron una faceta externa que representó
menos de un 60% del total de la longitud axial

Rótulas Tipo II: 60-65%

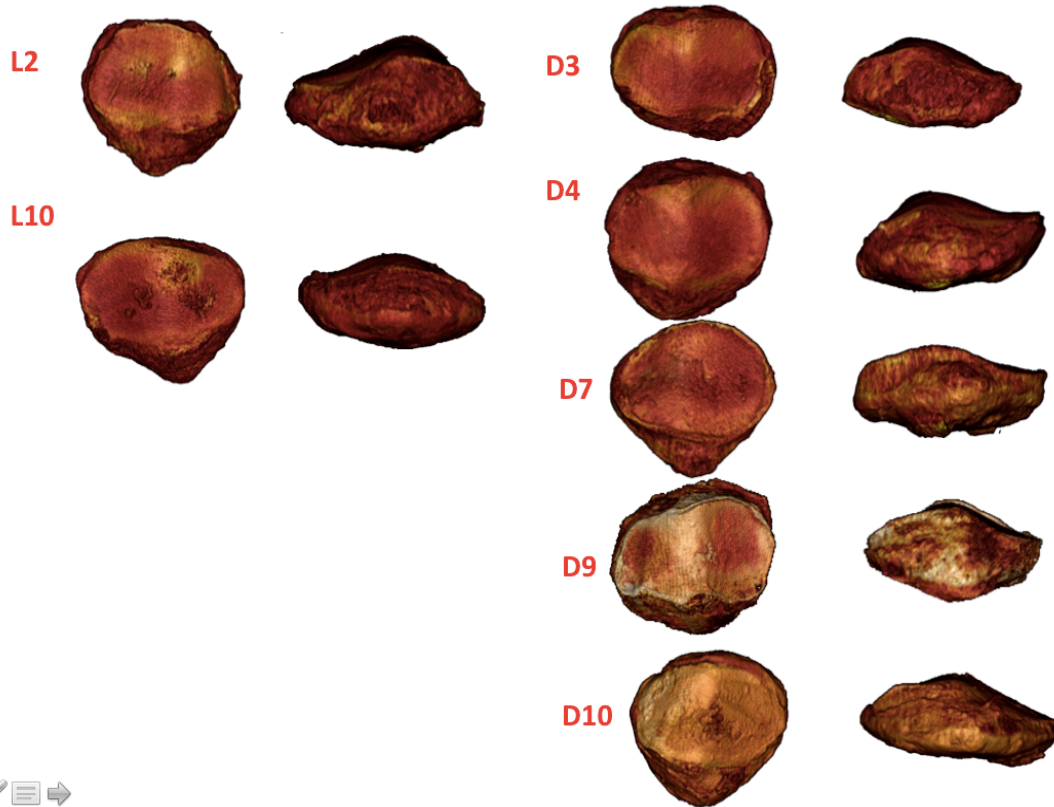


Fig. 107; Rótula tipo II; un total de 7 ejemplares tuvieron una faceta externa que representó entre el 60% y el 66% del total de la longitud axial

Rótulas Tipo III: >66%

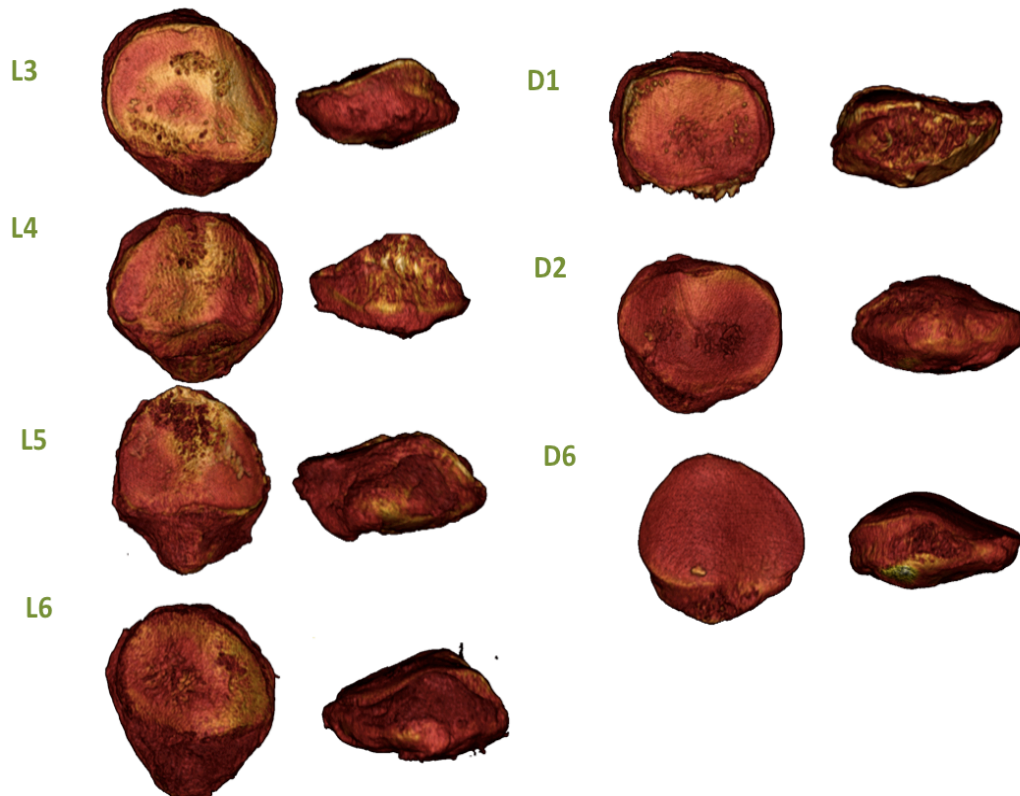


Fig. 108; Rótula tipo III; un total de 7 ejemplares tuvieron una faceta externa que representó mas de un 66% del total de la longitud axial

④ Post-procesado semiautomático de las imágenes

Una vez clasificadas las rótulas comenzó la creación virtual de nuestro objetos para el AEF, es decir, la idealización u obtención de un objeto matemático a partir de cada uno de los especímenes anatómicos. En este caso la segmentación constituyó un proceso relativamente sencillo al tratarse de especímenes individualizados y disecados anatómicamente por lo que este paso se basó en la umbralización automática sin requerir una laboriosa fase manual dónde separar nuestro objeto de interés de las estructuras adyacentes. Esta fase comenzó con la división del estudio con el protocolo de TAC seleccionado en 21 archivos DICOM independientes; 20 para cada rótula y uno para el marcador de densidad incluido en nuestro estudio (cápsula de suero salino isotónico). Cada uno de los archivos DICOM se importó a Mimics para su segmentación e idealización.

En esta fase y la siguiente (④ y ⑤) se van a ilustrar los pasos mediante una rótula derecha (verde) y una izquierda (amarillo), utilizando para cada paso distintos ejemplares de cada uno de los grupos.

④. ①) **Umbralización:** para cada ejemplar se definieron los valores umbrales de unidades Hounsfield (UH) que incluían todo el espécimen, incluido el cartílago, que comenzaban de media en -155 unidades Hounsfield en el protocolo seleccionado. Antes de proceder a mejorar la calidad del objeto se anotó para cada rótula el valor umbral de HU que representaba únicamente el cartílago de cara a poder usar este valor para aplicar unas propiedades materiales distintas al cartílago y al hueso (alrededor de 200-240 HU para este protocolo).

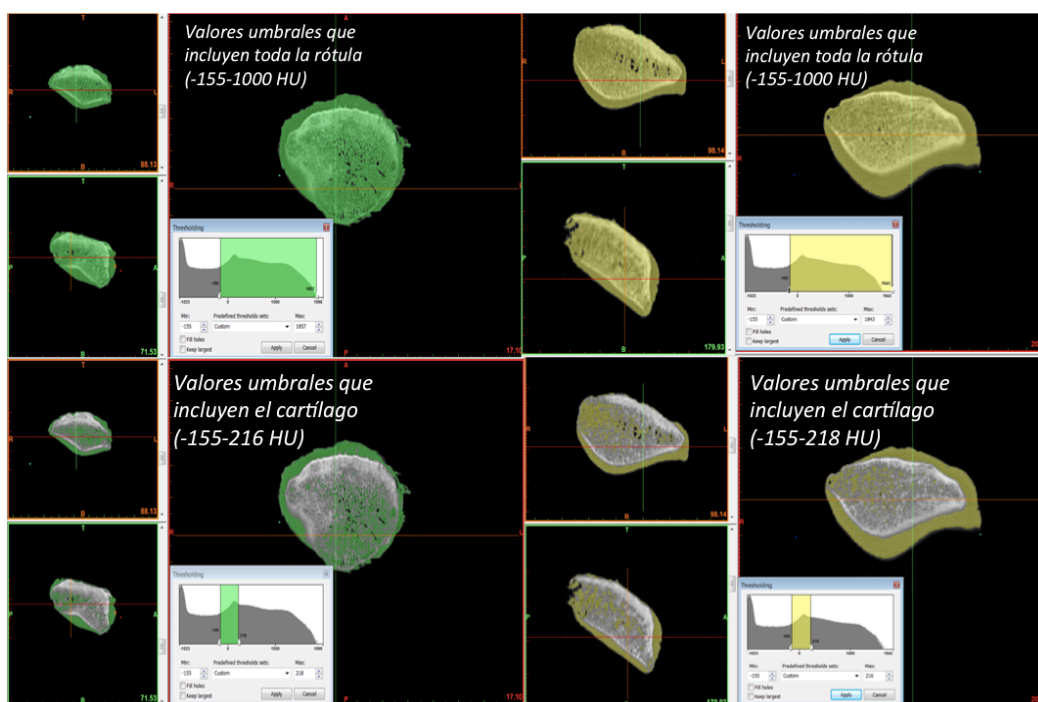


Fig.109; Umbralización para monitorizar en cada ejemplar el tejido que corresponde a cartílago y el que corresponde a hueso de cara a la posterior aplicación de materiales

⑤ Idealización y discretización; Elementos tetraedros, técnica basada en voxel y mejora de la calidad de la malla

A partir de la selección previa de la parte del estudio de interés, el siguiente paso consistió en crear un objeto matemático preliminar (compuesto de formas geométricas), es decir, una malla compuesta de elementos sobre los cuales luego trabajaremos para dar la máxima calidad a los mismos. En nuestro trabajo se definió una calidad de malla muy alta (selección en el programa de la opción óptima), sin aplicar en esta primera fase ningún algoritmo de corrección automática de la misma, ni de reducción del número de elementos para poder hacerlo en la fase posterior de manera controlada.

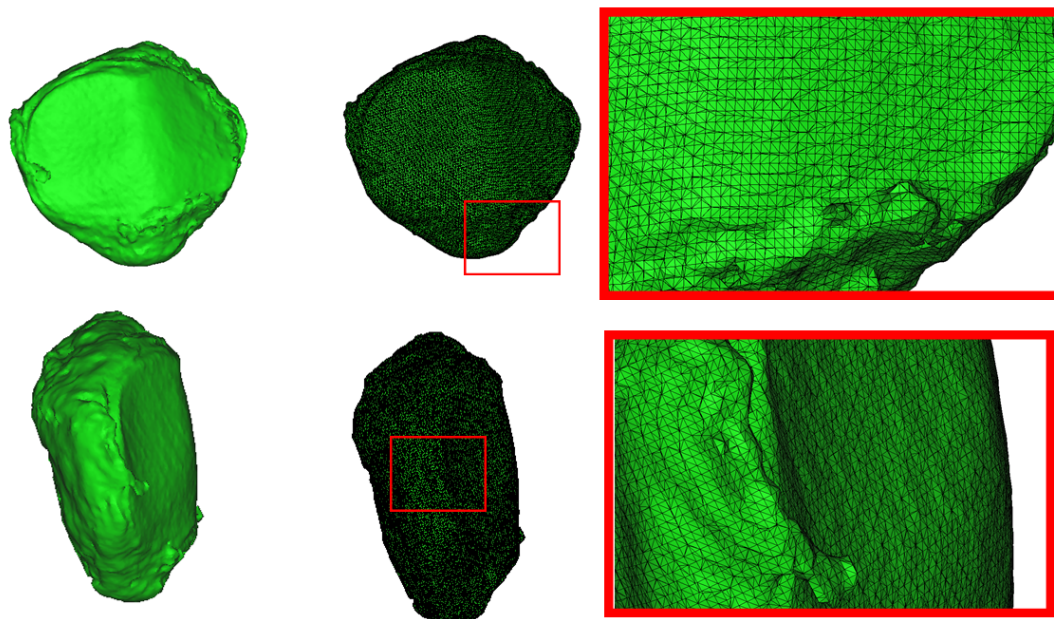


Fig. 110; Creación de manera automática de una malla superficial de una rótula derecha con la técnica basada en el voxel

Se eligió un tipo de elemento triangular, ya que en nuestra simulación no se iba a aplicar contacto entre elementos. Con el fin de no perder ninguna información se aplicó el método de matriz basado en el voxel, es decir una reducción de la matriz tanto para el eje XY como para el Z de 1, con lo que es software no agrupa en ninguno de los ejes dos o más vóxeles con el fin de reducir la malla (técnica basada en el voxel).

Con este método preliminar se obtuvieron

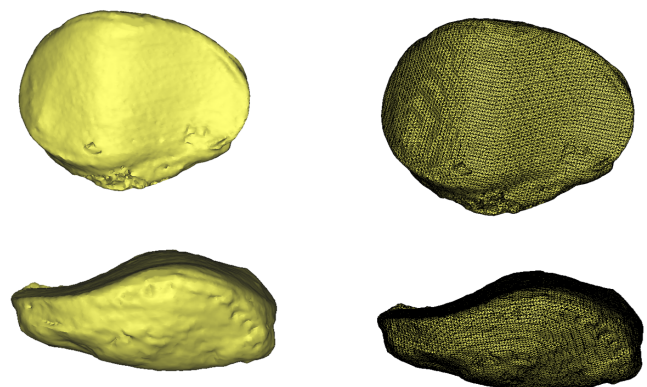


Fig. 111; Creación de manera automática de una malla superficial de una rótula izquierda con la técnica basada en el voxel

mallas de superficie (sin volumen) formadas por un gran número de elementos; entre 50000 y 80000 elementos triangulares de calidades mezcladas. Estas mallas en bruto si bien eran una fiel recreación geométrica (idealización) del objeto de interés, no eran adecuadas aún para un AEF en biomecánica debido a la baja calidad de algunos elementos así como la recreación de irregularidades superficiales de tejidos blandos que escaparon a la disección anatómica. Es por ello que estas mallas se exportaron a 3-matic para su correcta discretización y análisis de calidad.

Info

Volume:	17342.24	mm ³	Triangles:	62964
Surface:	4521.06	mm ²	Points:	31786

Fig. 112; Número de elementos y de nodos en un ejemplar tras el mallado totalmente automatizado

⑤. ①) Mejora de la calidad de la malla.

El objetivo de esta fase fue aumentar la calidad de los elementos superficiales con el objetivo de aumentar la precisión y formar elementos volumétricos a los que poder aplicar posteriormente propiedades materiales. En esta fase dimos volumen a la malla pasando de triángulos (elementos 2D) a elementos tetraédricos (3D), y fueron los nodos de estos tetraedros los que experimentaron las fuerzas, desplazamientos y tensiones en las siguientes fases.

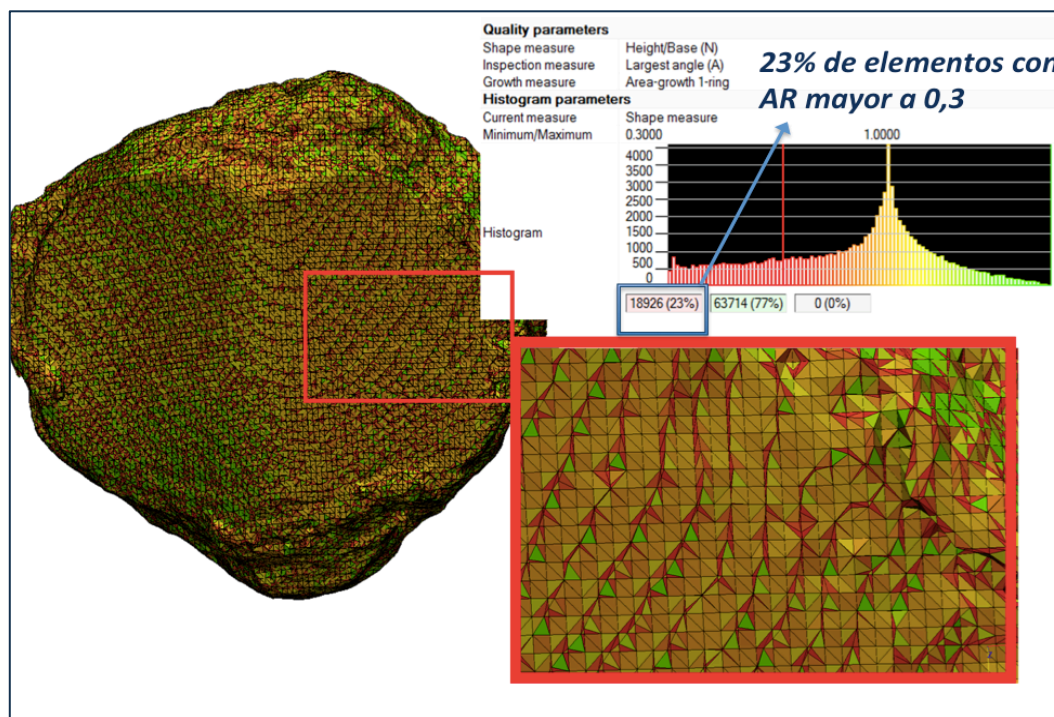


Fig. 113; Rótula izquierda tras mallado con técnica basada en el vóxel. Tiene un 23% de elementos con AR mayor a 0,3 lo que no es aceptable

Una vez que importamos a 3-Matic las mallas de superficie creadas, realizamos un análisis de calidad de la malla en base a las variables comentadas en la introducción como ratio de aspecto (AR), relación de longitud de base-altura y mínimo ángulo en el elemento. Nuestro objetivo fue reducir el número de elementos con una relación de base altura y una AR menor al 0,4 en la mayor parte de los elementos de cada rótula. Establecimos un límite superior de elementos con una calidad inferior (AR de más de 0,4) del 5%, es decir, el número de elementos de “menor calidad” será menor al 5% en cada ejemplar. Igualmente el número de elementos con ángulo fuera del rango 30°-150° tuvo que alcanzar un valor inferior al 5%. Las mallas previamente creadas tenían un porcentaje de elementos considerados de baja calidad de entre el 17% hasta el 50% para las 20 rótulas.

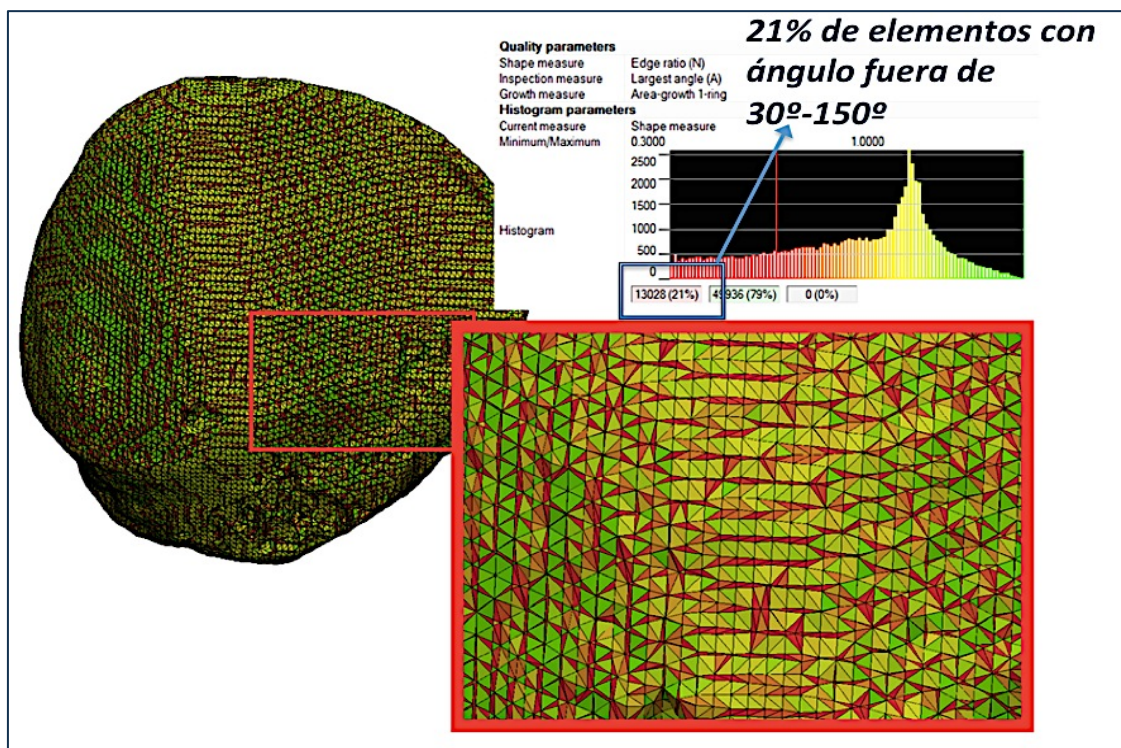


Fig. 114; Rótula derecha tras mallado con técnica basada en el vóxel. Tiene un 21% de elementos con sus ángulos fuera del rango, aun no es válido.

En esta fase se ensayaron múltiples secuencias de las distintas herramientas disponibles en 3-matic para mejorar la calidad de nuestros elementos. Finalmente la que mejor resultado dio fue la secuencia: Suavizado- Envuelto-Reducción del número de elementos manteniendo la calidad prescrita-Subdivisión de elementos en cara articular.

El suavizado es un método de contorneado activo que utiliza el algoritmo *Laplacian* en el cual se definió un factor de suavizado de 0.7 y un numero de interacciones de 3. El envuelto es una técnica de micro-deformación en el que se van a eliminar micro-formas que alterarían nuestro

AEF, como son pequeños orificios y puntas (“spikes”). Se utilizó en todos los casos un detalle mínimo de 0.34 mm y un orificio mínimo de cierre de 0.40 mm.

La reducción con mantenimiento de calidad es una herramienta de remallado en la que establecimos un método de medición de calidad de los elementos “ratio altura-base” estableciendo el valor 0,4, un error máximo geométrico de 0,3 mm, y una longitud de lado de elemento máxima de 2 mm. Para la subdivisión se seleccionó la superficie de cara posterior perteneciente a la zona articular (en la que íbamos a tener un mayor interés en la fase de análisis) y se aumentó la densidad de elementos y por lo tanto de nodos, conservando la calidad previamente conseguida.

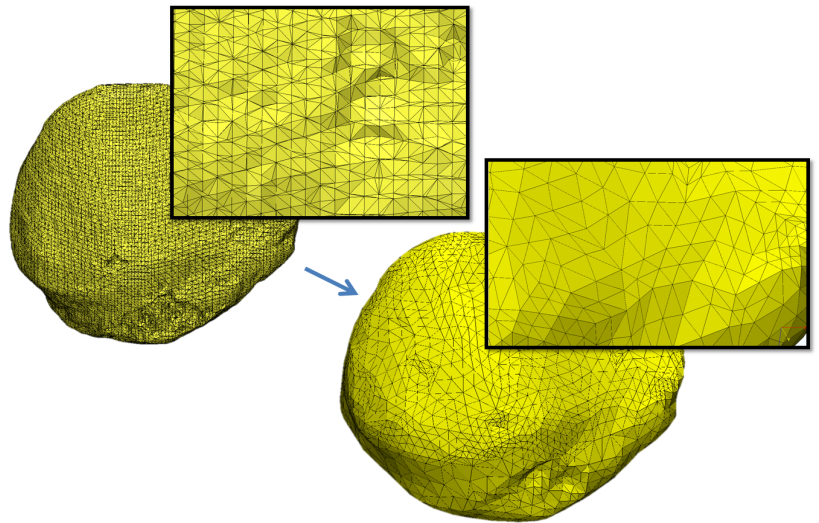


Fig. 115; Rótula izquierda tras la aplicación de la secuencia de algoritmos de mejora de calidad. Apréciase el cambio en el aspecto de la malla

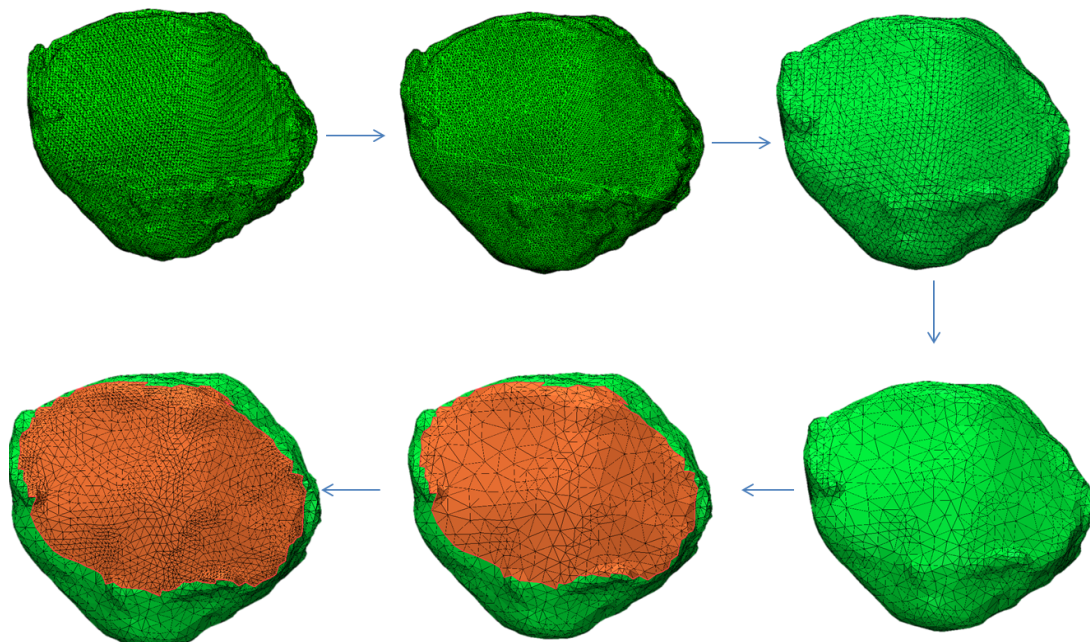


Fig. 116; Rótula derecha tras la aplicación de la secuencia de algoritmos de mejora de calidad. Apréciase el cambio en el aspecto de la malla y el remallado de la superficie articular (área de interés para el análisis)

Con la aplicación de estos pasos se obtuvo un mallado superficial homogéneo de una calidad con los estándares que nos habíamos propuesto en la gran mayoría de los elementos de las 20 rótulas (de media un 1.2% de elementos escaparon a las condiciones seleccionadas). En los 20 casos se verificó con un nuevo análisis de calidad el correcto funcionamiento de la secuencia de mejora de los elementos. Hay que recordar que hasta este momento aún se trataba únicamente de una malla de superficie a partir de la cual se creó la malla volumétrica

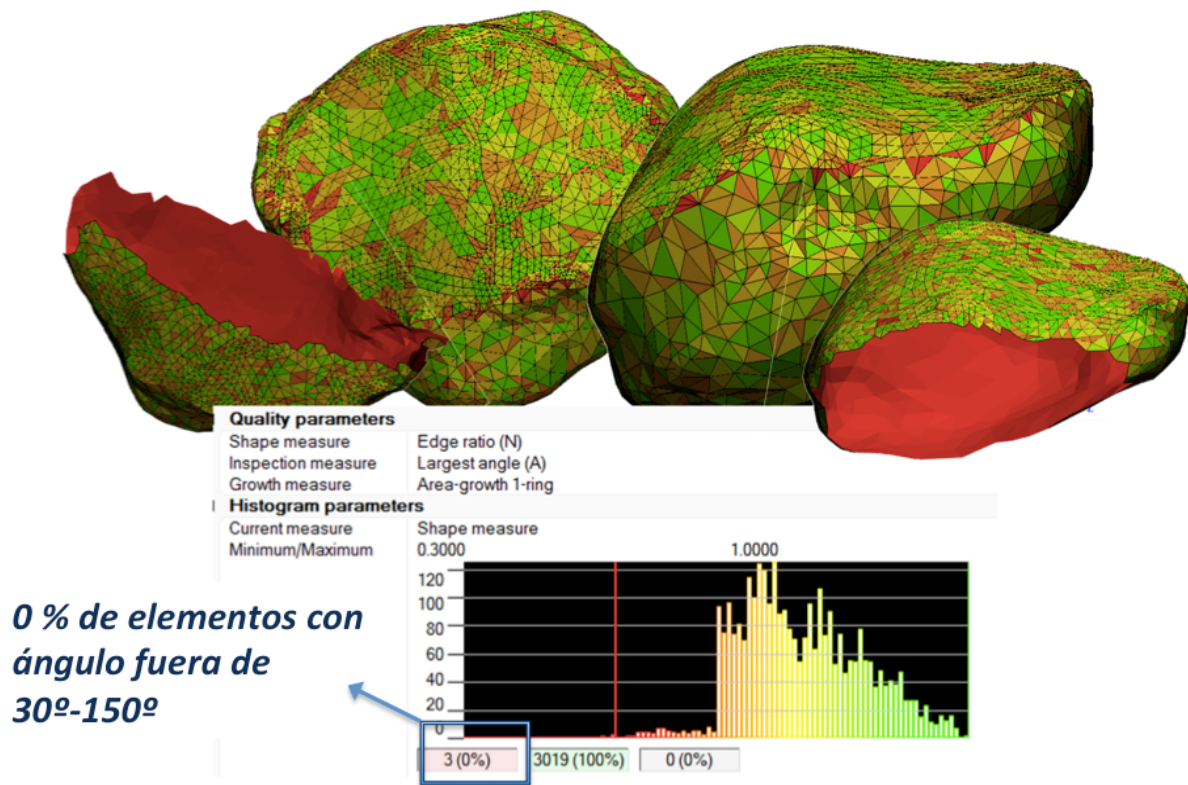


Fig. 117; Control de calidad en uno de los ejemplares de la presencia de un número de elementos de “menor calidad” inferior al 5%

⑤. ②) Creación de la malla volumétrica

Con la aplicación 3-matic y a partir de los elementos superficiales que se crearon (alta calidad), se procedió en esta sub-fase a rellenar el volumen aún vacío con elementos tetraedros sobre los cuales podremos incorporar posteriormente las condiciones materiales para que la representación computacional de la rótula sea fiel a la realidad. Los estándares de calidad que se utilizaron en esta fase son los mismos que para la malla superficial. De nuevo se probaron distintos protocolos empíricamente para la creación de esta malla volumétrica hasta que se acabó sistematizando el mismo. Este consistió en utilizar el método “refinamiento” con control máximo de bordes del elemento reducido a 2 mm, AR de 0,4 y unos valores umbrales de calidad mínimos de 25 tal y como se recomienda en el manual especializado del software 3-

Matic Research 9.0®. De nuevo después de cada creación de malla volumétrica se llevó a cabo una comprobación de la calidad de la misma, que en ningún caso aumento el porcentaje de elementos fuera de rangos de calidad por encima del 5%.

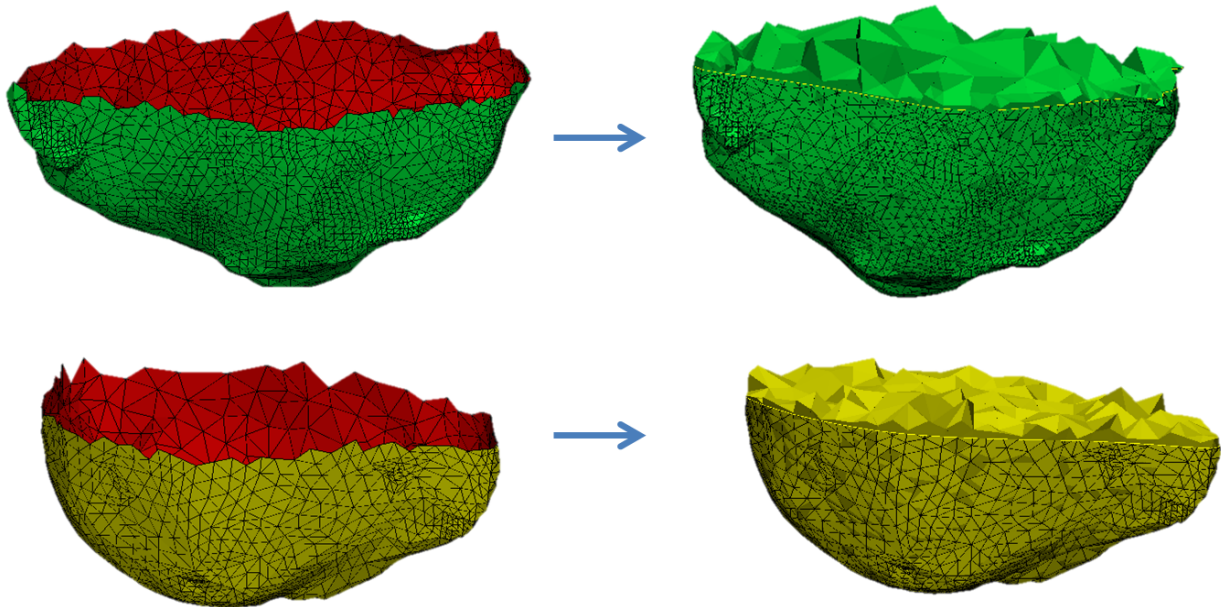


Fig. 118; Rótula derecha e izquierda tras crear a partir de la malla superficial (triángulos) la malla volumétrica (tetraedros) conservando los estándares de calidad previos

Tras la realización secuencial de estos pasos se obtuvieron las mallas finales correspondientes a cada rótula con una media de 62700 elementos y 12550 nodos, y una desviación típica de 861 nodos.

Info			
Volume:	17342.24	mm ³	Triangles: 62964
Surface:	4521.06	mm ²	Points: 31786

Fig. 119; Número de elementos y de nodos en un ejemplar tipo tras el mallado volumétrico

⑥ Selección de superficies de contacto y superficies de inserciones

La creación de superficies sobre los modelos tridimensionales de rótulas tiene la finalidad posterior de ser estas superficies aquellas dónde tendrá lugar la aplicación tanto de las fuerzas como de las estructuras de retención. Esta fase se realizó en 3-Matic Research 9.0® y consta a su vez de dos sub-fases dónde la dinámica de trabajo fue distinta. En ambas se definió sobre las mallas de cada rótula unas agrupaciones de nodos que iban a pertenecer a una misma instancia

(superficie); unas serían las inserciones (de estructuras tendinosas y ligamentosas) y otras serían el contacto de la rótula con el fémur para cada una de las tres sentadillas.

- En una primera parte se localizaron y establecieron las superficies sobre las que se aplicarón las estructuras de retención; ligamento rotuliano, ligamento femoro-patelar medial y retináculo lateral así como la superficie de tracción del cuádriceps. Para ello se representaron estas estructuras para cada rótula a partir de las estructuras localizadas en la disección anatómica de cada uno de los 20 ejemplares a partir de sus fotografías.

- En la segunda parte se establecieron en las caras articulares de cada ejemplar las 3 caras de contacto que la rótula tiene con el fémur en las tres sentadillas a 30°, 60° y 90° de flexión. Estas fueron obtenidas a partir de una síntesis de los estudios experimentales disponibles en la bibliografía desarrollados en el apartado introducción de contacto FP. Esta forma de trabajo se fundamenta en la imposibilidad de medir in vivo las caras de contacto entre el fémur y la rótula por un lado, y en que la forma de la cara posterior de la rótula es un molde de la cara anterior del fémur para cada grado de flexión tal y como se vio en el primer apartado.

⑥. ①) Superficies de inserciones

Las inserciones documentadas fotográficamente para cada ejemplar se recrearon computacionalmente en los mallas volumétricas de cada rótula como superficies (“surfaces”), las cuales pueden ser exportadas al programa de AEF (Abaqus) junto con la geometría y los materiales de cada uno de los ejemplares. Dentro de este programa se utilizaron estas superficies para establecer sobre ellas las funciones biomecánicas del ligamento rotuliano, tendón del cuádriceps, ligamento femoro-patelar y retináculo lateral, todo ello para cada uno de los 3 ejercicios de sentadilla a analizar. Durante esta fase la inserción del ligamento rotuliano se representó con color negro, el LFPM en azul oscuro, el retináculo en azul claro y la inserción del cuádriceps en naranja sistemáticamente.

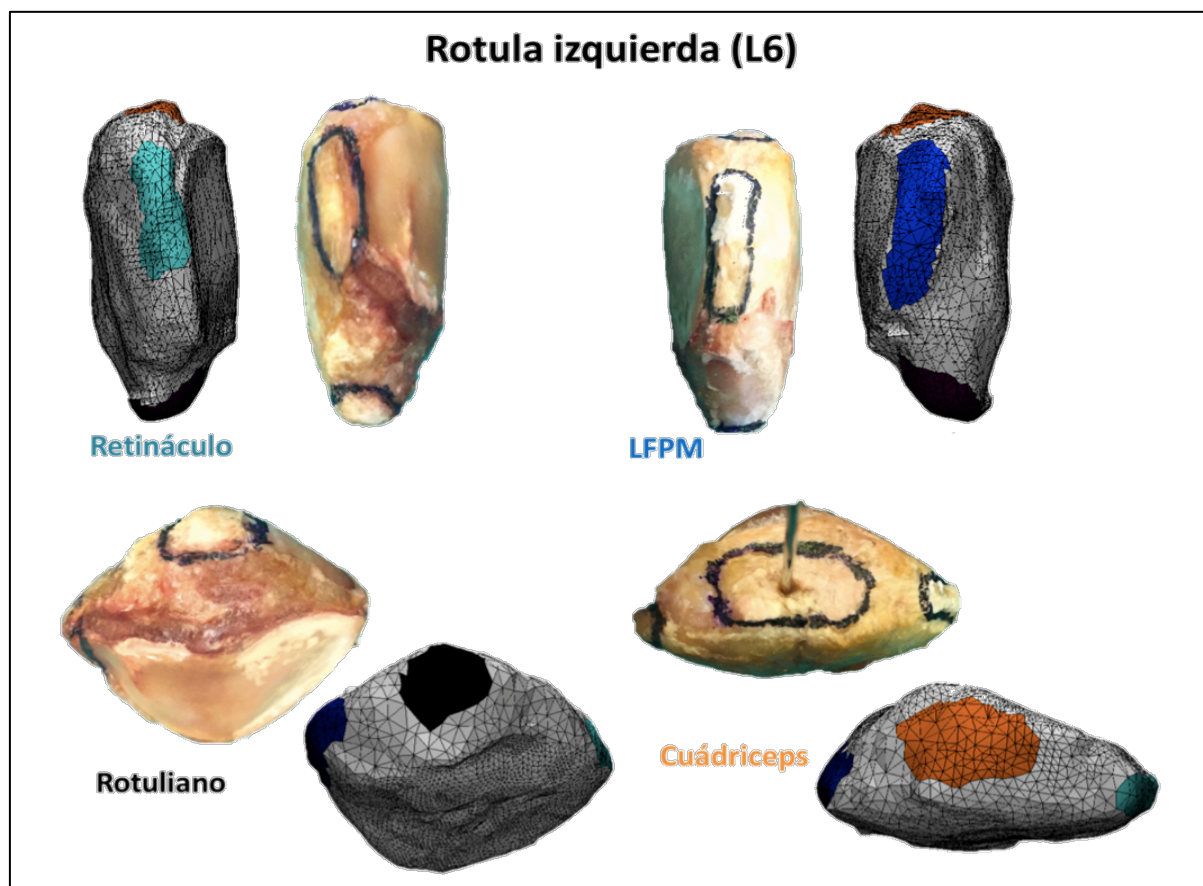


Fig. 120; Selección de superficies de inserción del LFPM, retináculo lateral, T. Rotuliano y T del cuádriceps a partir de la disección anatómica en un ejemplar izquierdo

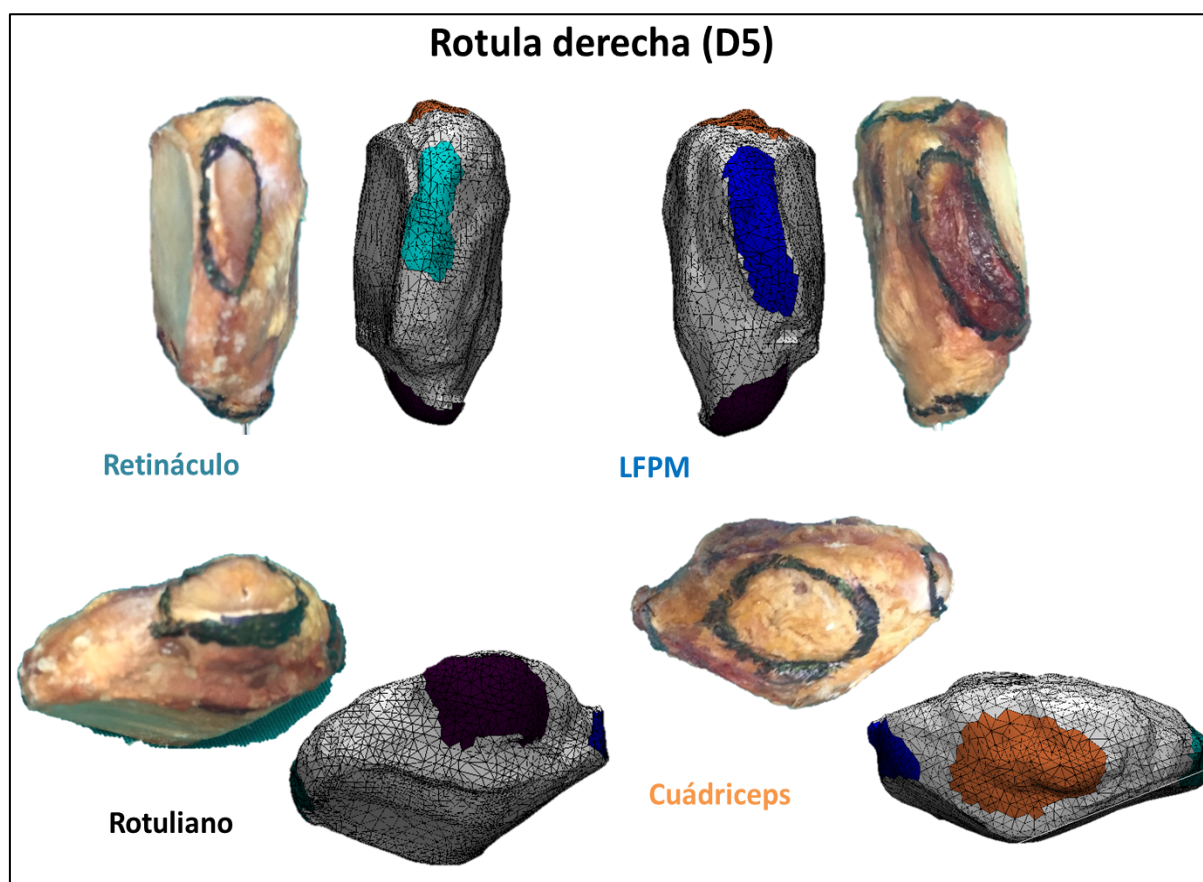


Fig. 121; Selección de superficies de inserción del LFPM, retináculo lateral, T. Rotuliano y T del cuádriceps a partir de la disección anatómica en un ejemplar derecho

⑥. ②) Superficie de contacto femoro-patelares

Para establecer las caras de carga femoro-patelares en el mecanismo de la sentadilla se utilizaron datos de estudios experimentales en cadáver y datos de estudios con RMN en voluntarios. Estas carillas son el lugar de la rótula donde el fémur transmite el peso del cuerpo a la rótula en las 3 distintas sentadillas a analizar, con una genuflexión de 30°, 60° y 90°. Ante la ausencia de sistemas de instrumentación rotuliano in vivo, se decidió hacer una síntesis de los datos disponibles tanto para la localización del contacto como para la magnitud del área de contacto;

- Todos los estudios encuentran un desplazamiento proximal del área de contacto en la rótula conforme aumenta la flexión desde los 0° hasta los 80-90°, siendo esta área una banda transversa hasta los 60°, adquiriendo una forma de “c” al acercarse a los 90° debido a que la rótula entra en contacto con los cóndilos femorales (a 120° sólo contacta con los cóndilos). Tanto los estudios en cadaver como los estudios con RMN localizan en 30° de flexión el área en el tercio inferior, a 60° en el tercio medio y en la unión del tercio medio y superior en los 90° de flexión. Siguiendo estos hallazgos se comenzó dividiendo la rótula en 3 tercios iguales y aplicando el área de contacto de la manera descrita. En el área a 90 grados la mayor parte del área se localizaba en el tercio superior mientras que en las zonas medial y lateral este se extiende hacia el tercio medio, dónde la rótula contacta con los cóndilos femorales.

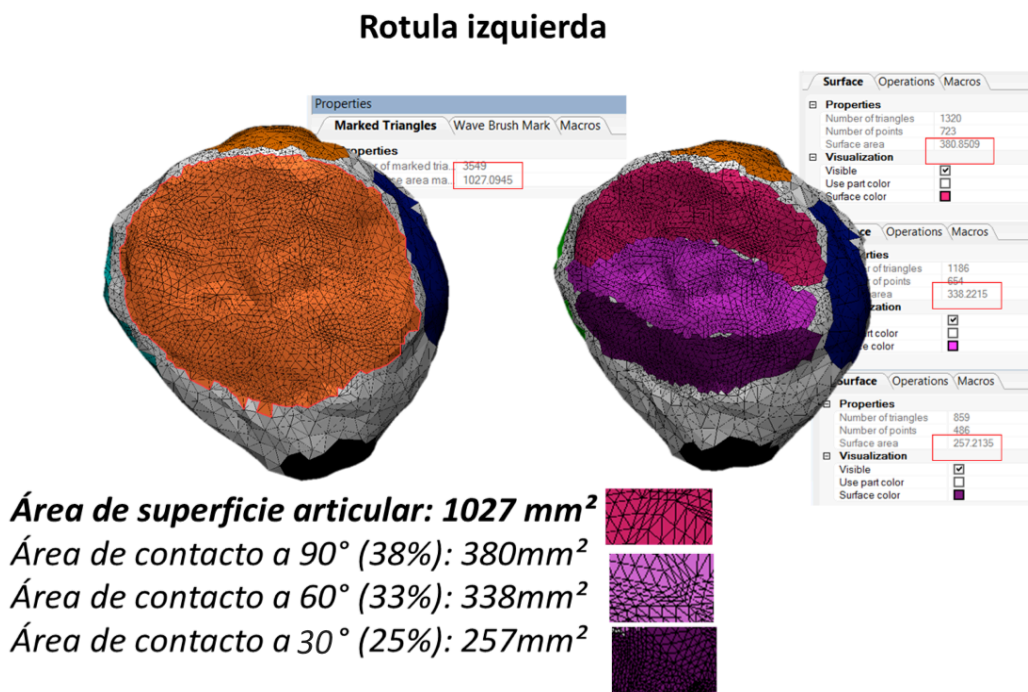


Fig. 122; Preparación de las áreas de contacto en las que se aplicará el peso corporal. El área en la sentadilla a 90° representa el 38%, a 60° el 33% y a 30° el 25%

Rotula derecha

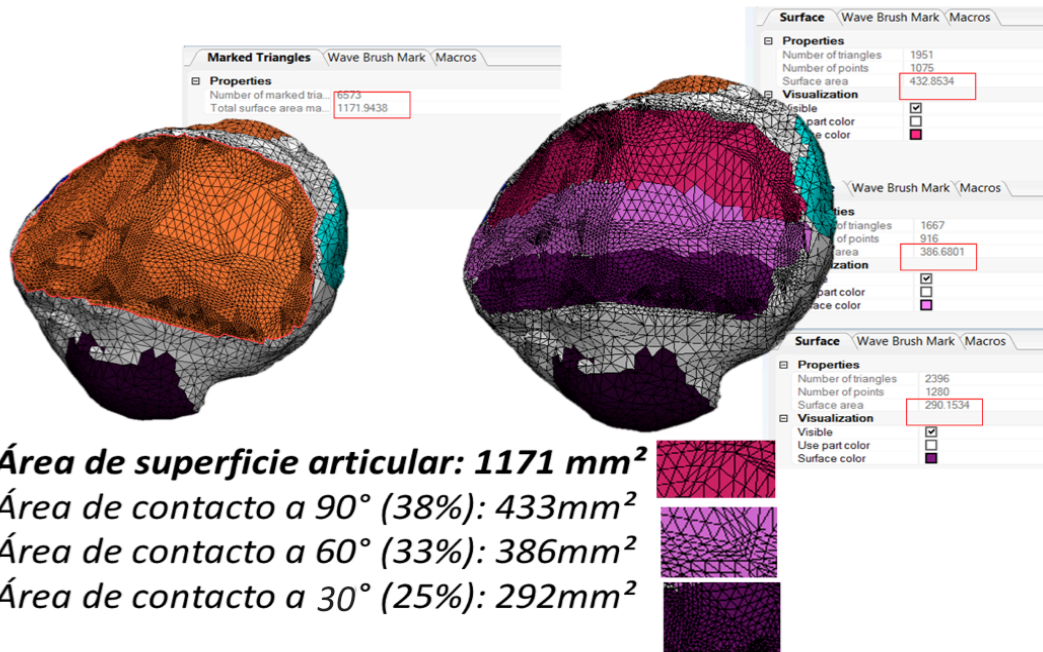


Fig.123; Preparación de las áreas de contacto en las que se aplicará el peso corporal en rótula derecha. El área en la sentadilla a 90° representa el 38%, a 60° el 33% y a 30° el 25%. Nótese que las áreas en este ejemplar son mayores que en el anterior

- En cuanto al tamaño del área al contactar, se decidió utilizar un tamaño relativo igual para todas en función del tamaño de la superficie articular de la rótula, ya que se ha demostrado que existe una relación entre el tamaño del individuo y el tamaño de la rótula. El porcentaje del área a utilizar para cada uno de los tres ángulos de flexión a estudiar se obtuvo del porcentaje medio en estudios en cadaver (20% a 30°, 27% a 60°, y 33% a 90°) aumentando estos valores en un 25% tal y como se ha concluido en los estudios bajo condiciones de carga como es el objeto de estudio actual. Por lo tanto a 90° de flexión se estableció un área de contacto de un 41% del área articular de la rótula, con forma de semiluna en el tercio superior con extensión medial y lateral al tercio medio. A 60° un 33% del área articular de la rótula en forma de banda transversal en el tercio medio de la longitud craneo-caudal, y a 30° un 25% en el tercio inferior.

⑦ Asignación orto-trópica de materiales

En este punto se habían creado 20 mallas de unos 60000 tetraedros, las cuales representaban fielmente la forma de las rótulas originales (estas mallas siguieron la forma anatómica de la rótula nativa con un error geométrico menor a 500 micras). Además sobre las mallas se habían definido las superficies de actuación del resto de estructuras (fémur y ligamentos) que se incorporarían en la fase de análisis posterior. Antes de proceder a esa fase se procedió a dar a cada elemento (tetraedro) unas propiedades materiales. Para ello se utilizó una asignación heterogénea y orto-trópica de propiedades materiales.

Las mallas volumétricas con las superficies fueron importadas en Mimics. Puesto que carecían de propiedades materiales, la importación de esta malla a un software de AEF conllevaría necesariamente la asignación aleatoria y homogénea de unas propiedades materiales a todo el conjunto o a un subconjuntos de elección arbitraria, lo que representaría el hueso como un material isotrópico de propiedades materiales irreales. Esta representación simplificada se ha utilizado en varios AEF de la rótula como hemos visto en la introducción(79-81).

Si bien representar la anisotropía del hueso basándonos en la forma de cada micro-trabécula así como sus propiedades materiales locales no es posible, se ha demostrado que haciendo una distribución topográfica precisa de propiedades materiales isotrópicas reales, se acaba consiguiendo un comportamiento anisotrópico macroscópico en el tejido óseo. Esta es la técnica que se aplicó en este apartado. Para representar el hueso como un conglomerado de estructuras formadas por materiales elásticos isotrópicos de una manera topográfica debemos por un lado definir unos materiales en cuanto a densidad, módulo de elasticidad (E) y el coeficiente de Poisson (ν) y posteriormente repartir estos materiales en los elementos (tetraedros) de manera precisa. Para obtener estos datos se debieron aplicar en cada caso 4 pasos consecutivos, uno de los cuales es automático mientras que los otros tres se tuvieron que realizar por parte del investigador.

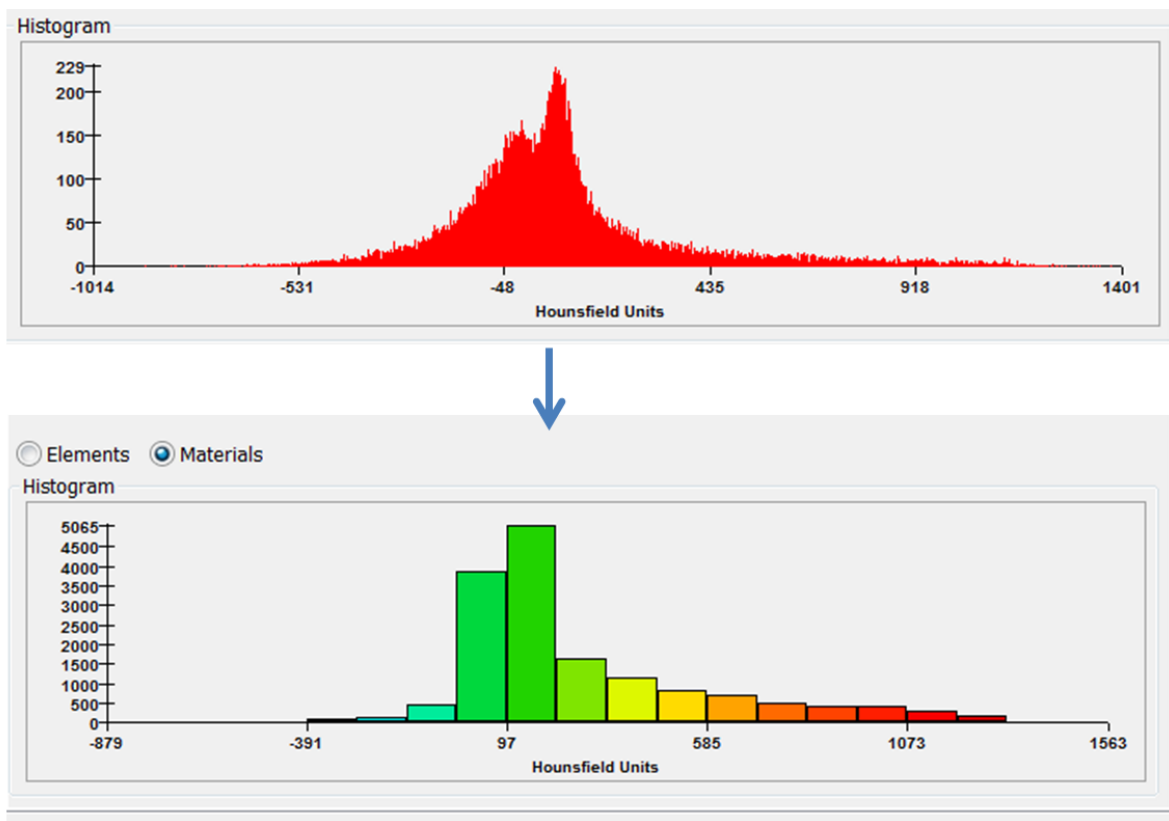


Fig. 124; Distribución de las HU en un ejemplar y equivalencia de distribución en 20 materiales distintos.

El paso automático consistió en que el programa cruce las Unidades Hounsfield (HU) de cada voxel con el elemento que se creó en ese voxel en concreto, es decir a cada tetraedro se le otorgaron las HU medias registradas en el voxel en sus coordenadas en los eje x, y, z concretas. Fue por ello imprescindible conservar en todo momento el mismo sistema de coordenadas hasta este punto. Si en cualquiera de los pasos anteriores, hubiésemos decidido desplazar la malla en el espacio, los tetraedros no corresponderían a su localización original, por lo que al cruzar los datos elementos-HU podría por ejemplo dar propiedades materiales del aire a elementos que ahora no coincidiesen con nada dentro del tubo de la TC.

En este punto el investigador tuvo que decidir además cuantos materiales distintos representar para ser repartidos entre los miles de tetraedros que formaban cada rótula. Tras consultar a expertos en ciencias materiales en biomecánica se decidió elegir un total de 20 materiales distintos. Así el software repartió 20 materiales distintos (según las HU medias de cada elemento) entre los tetraedros de cada rótula. La mayor parte de las HU registradas en los histogramas de las rótulas correspondieron como era previsible a hueso trabecular, encontrando en los valores inferiores el tejido condral y en los superiores el hueso cortical más denso.

El siguiente paso consistió en definir las propiedades de cada uno de esos 20 materiales elegidos. Esto comenzó por asignar una densidad corregida a cada valor de Unidades Hounsfield (HU), que se denomina densidad aparente (ρ_{app}).

Para ello se ajustaron las HU con una densidad exacta conocida dentro del protocolo de estudio de TAC concreto, ya que son muchas las variables que influyen en esta relación. Es por este motivo por lo que se incorporó una cápsula de suero salino isotónico en cada uno de los protocolos de TAC empleados antes de tomar la decisión de cual se emplearía. Puesto que esta relación es lineal, la fórmula queda reducida a la fórmula de la recta; $y = \alpha + \beta x$. Dónde y es la densidad aparente y x las HU. En nuestro caso tras calibrar las mediciones con la ayuda de nuestro marcador de suero y pasar la densidad a unidades internacionales (Mimics trabaja en mg/mm^3) esta relación lineal quedó definida por;

$$\rho_{app} = 1205 + 1,4HU$$

Posteriormente en el software Abaqus fuimos capaces de contrastar la correcta calibración ya que el programa calcula de manera automática la masa de la rótula al distribuir cada material en cada uno de los elementos. Esta masa la pudimos comparar con el peso de la rótula real.

Una vez conocida la ρ_{app} , a partir de esta densidad se puede obtener una relación similar a la anterior para conocer el módulo E. La diferencia es que estas relaciones no van a ser iguales para todos los tejidos dentro de un estudio, ni siquiera dentro del tejido óseo de los distintos huesos, incluso variarán en la dirección en la que se aplique la fuerza a una misma estructura anatómica. Es por esta razón que hay que utilizar relaciones empíricas obtenidas de un estudio experimental previo por las técnicas desarrolladas en el apartado de introducción, o en su

defecto utilizar una de una estructura semejante. En el caso de la rótula afortunadamente están recogidas estas relaciones en los trabajos de Rho et al. como se muestran en la tabla(211, 212).

Expressions for the Patella

Apparent density ρ	R ²	Axis	Young's modulus E (MPa)	R ²	Sca	Ref	Tec
Could not be measured		A-P	$E = 0.005 * \rho ^ 1.91$	0,86	S1	R1	T1
Could not be measured		A-P	$E = 3.37 * \rho - 976$	0,88	S1	R1	T1
Could not be measured		M-L	$E = 0.0005 * \rho ^ 2.21$	0,91	S1	R1	T1
Could not be measured		M-L	$E = 3.49 * \rho - 1352$	0,86	S1	R1	T1
Could not be measured		S-I	$E = 0.04 * \rho ^ 1.68$	0,87	S1	R1	T1
Could not be measured		S-I	$E = 5.65 * \rho - 1327$	0,85	S1	R1	T1
		S-I	$E = 3.64 * \rho ^ 0.99 - 1002$	0,88	S2	R2	

Fig. 125; Relaciones entre densidad aparente y módulo de Young en la rótula para distintas direcciones de aplicación de la fuerza. Escogimos la dirección de aplicación que vamos a utilizar (la del fémur contra la rótula)(211, 212)

De las relaciones recogidas en la rótula para cada dirección de aplicación de la fuerza escogimos la que hace referencia a fuerzas anteroposteriores y tiene un coeficiente de determinación más alto ($R^2 = 0,88$). Este es debido a que vamos a estudiar las presiones y stress que experimenta la rótula en esta dirección. De nuevo tuvimos que ajustar la expresión a unidades internacionales para el futuro trabajo con software de AEF ya que Mimics trabaja con Megapascals (Mpa).

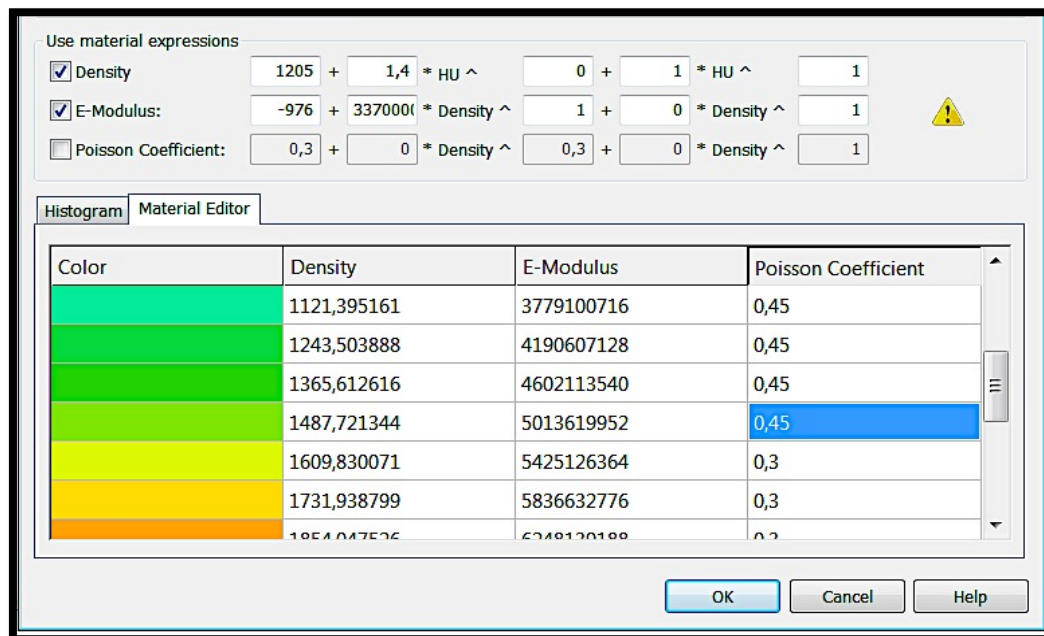
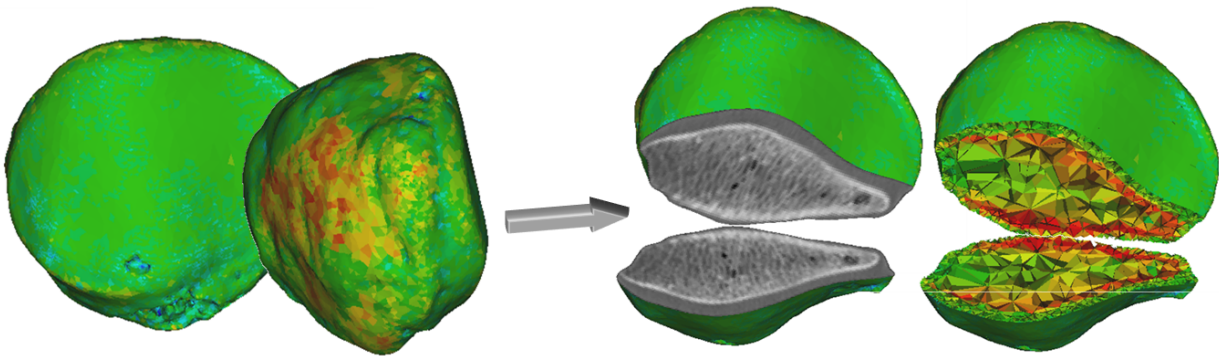


Fig. 126; Aplicación del coeficiente ν de 0,45 a los materiales en el cartílago y de 0,3 a los materiales en el hueso. Nótese las equivalencias entre HU y ρ_{app} y estas con el Módulo E aplicando las ecuaciones de conversión

Por último tuvimos que asignar un coeficiente ν a nuestros 20 materiales. El hueso tiene un coeficiente de Poisson de 0,3 mientras que el del cartílago esta entre 0,4 y 0,5. Es por esta razón que en la fase 4.1 (de umbralización) se monitorizaron los valores de HU que correspondían a cartílago. De esta manera se asignó en cada rótula a los elementos con valores de HU que incluían cartílago un ν de 0,45 y a los que estaban por encima (hueso) de 0,3.

Una vez establecidas ya las relaciones $HU \mapsto \rho \mapsto E$ y asignado el ν , pudimos ver en la rótula una distribución de las propiedades materiales, y como estas se corresponden con el cartílago, el hueso trabecular y las porciones de hueso más escleroso en las rótulas. Los materiales menos densos y con un menor módulo E (cartílago y hueso de baja densidad; trabecular) se representan gráficamente con colores fríos (verde/azul) mientras que materiales de mayor densidad se representan con colores cálidos (amarillo/naranja/rojo).

Rótula derecha



Rótula izquierda

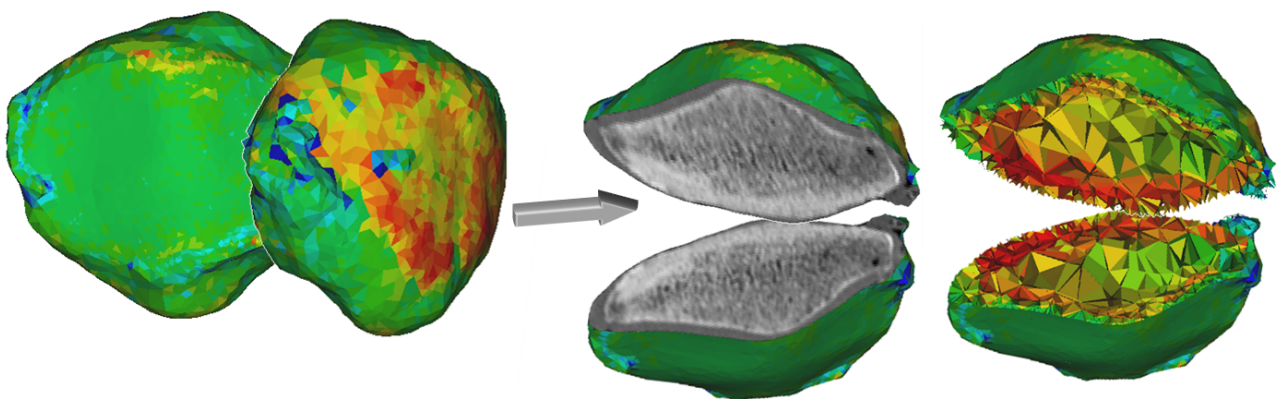


Fig. 127: Ejemplar de rótula derecha e izquierda ya mallados con elementos de calidad y con propiedades materiales. Nótese la distribución de materiales correspondientes a cartílago, hueso cortical y hueso medular entre la imagen de TC y los tetraedros

5.2.2) Análisis

⑧ Localización tridimensional de los vectores del cuádriceps y estructuras de retención para las tres sentadillas

Antes de exportar las mallas de cada rótula con sus propiedades materiales se recopilaron en cada una de las rótulas 9 vectores de fuerza y 3 puntos de inserción en el espacio;

- la inserción tibial del ligamento rotuliano
- las inserciones femorales del LFPM y del retináculo.
- 3 vectores de fuerza que representaron al cuádriceps para cada una de las tres sentadillas.

Para obtener estas mediciones se realizó un TAC de ambas rodillas de un voluntario sano de características antropométricas conocidas (178 cm de altura y 70kg de peso). El mismo individuo que se utilizó para calcular posteriormente las fuerzas mediante mecánica inversa.

⑧. ①) **Cuádriceps:** La función del cuádriceps se representó por 3 vectores con una dirección específica en los tres planos del espacio tal y como se ha realizado en múltiples trabajos computacionales de aparato extensor vistos en la introducción(3, 9, 58, 63, 64, 176, 228). Con esta representación se tuvo en cuenta tanto su acción en el plano sagital en los distintos grados de flexión, como la dirección en el plano frontal teniendo en cuenta sus inserciones anatómicas y el ángulo Q.

- El primero de los vectores, que se denominó **Ra**, agrupa la función del recto anterior y del vasto crural
- El segundo (**Vm**) representa al vasto medial
- El tercero (**VI**) al vasto lateral.

La dirección en el espacio de los mismos se realizó en referencia el plano coronal de la rótula a partir del cual se definió la dirección de la diáfisis femoral. La dirección en el plano coronal de estos vectores tiene para el RA una dirección paralela a la diáfisis femoral con un ángulo Q de 14°, es decir, 14° externo frente al ligamento

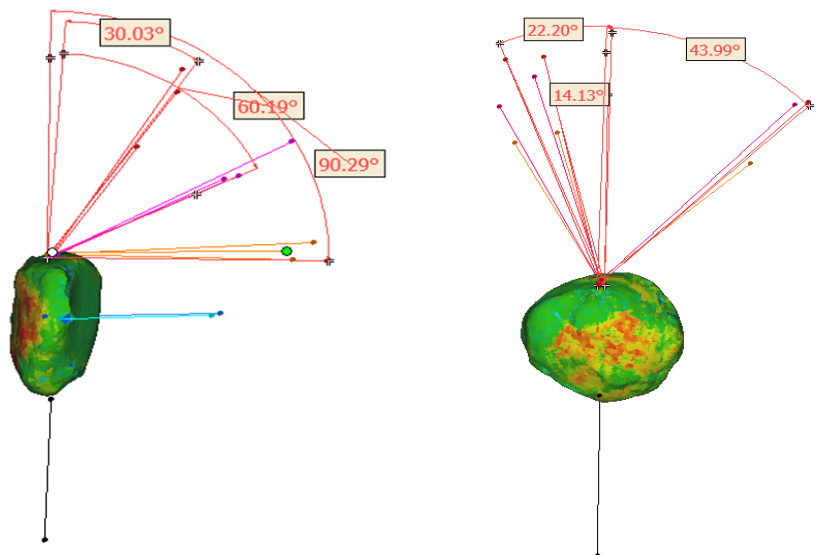


Fig. 128; Visión lateral y coronal de una rótula izquierda con los 9 vectores del cuádriceps para las sentadillas a 30° (rojos) 60° (rosa) y 90° (naranja). Esta sistemática se repitió para los 20 ejemplares

a este último y 22° externos para el VL. En el plano sagital irán paralelos a la diáfisis femoral (en cada sentadillas) a excepción del RA el cual tiene una dirección 4° anterior a la diáfisis.

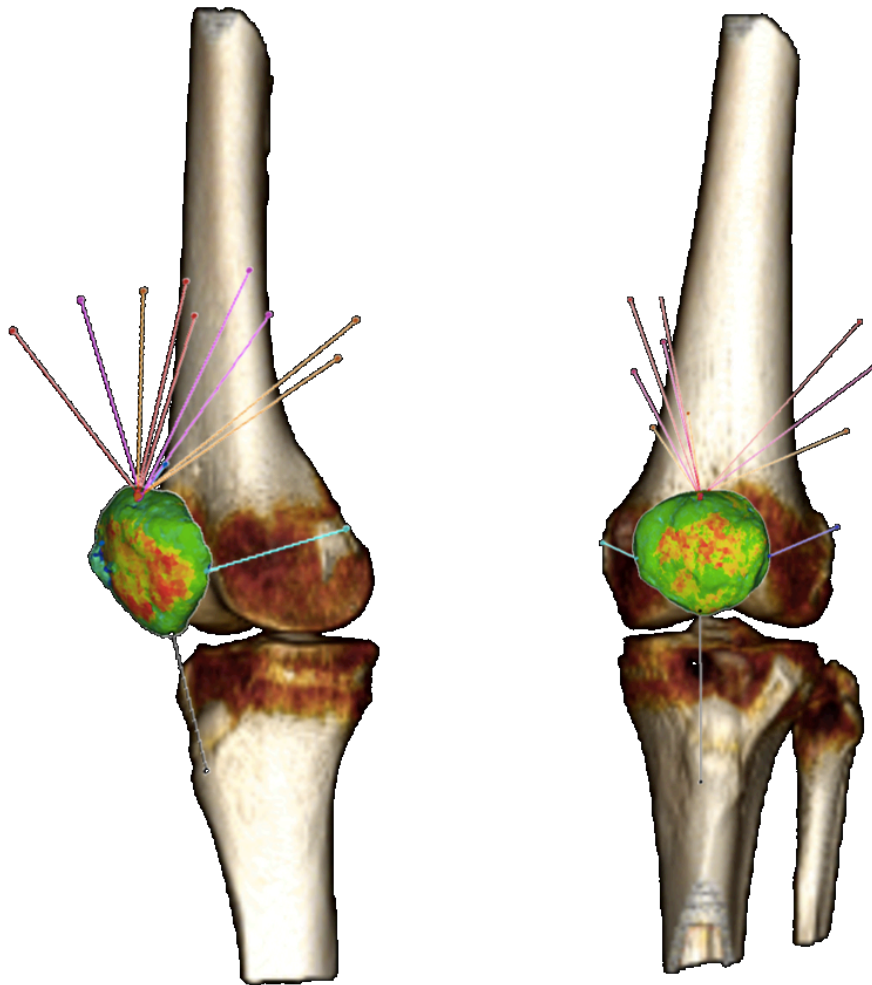


Fig. 129; Representación axial y coronal de los 9 vectores del cuádriceps y las 3 estructuras ligamentosas con los colores que se utilizaron.

Puesto que se simularon 3 ejercicios de sentadilla a 30, 60 y 90 grados, estos vectores se calcularon para cada rótula por triplicado; Ra, Vm y Vl para los 30°, posteriormente para los 60° y por último para los 90°, es por ello que para cada rótula se tuvieron que calcular 9 vectores antes de poder comenzar a trabajar en Abaqus. En nuestra sistemática los vectores del cuádriceps para 90° se representaron en naranja, los vectores para los 60° en rosa y los de 30° en rojo.

Una vez calculada la fuerza que tendrá que soportar el cuádriceps para mantener el peso corporal en cada ejercicio de sentadilla esta se repartió en cada vector según la proporción de fuerza ejercida por cada uno de estos vectores según la relación RA: VL: VM \rightarrow 3: 2: 2,5 tal y como propusieron Sakai et al.. Este método posteriormente sería utilizado en la mayoría de AEF de la rodilla(3, 9, 58, 63, 64, 217, 228).

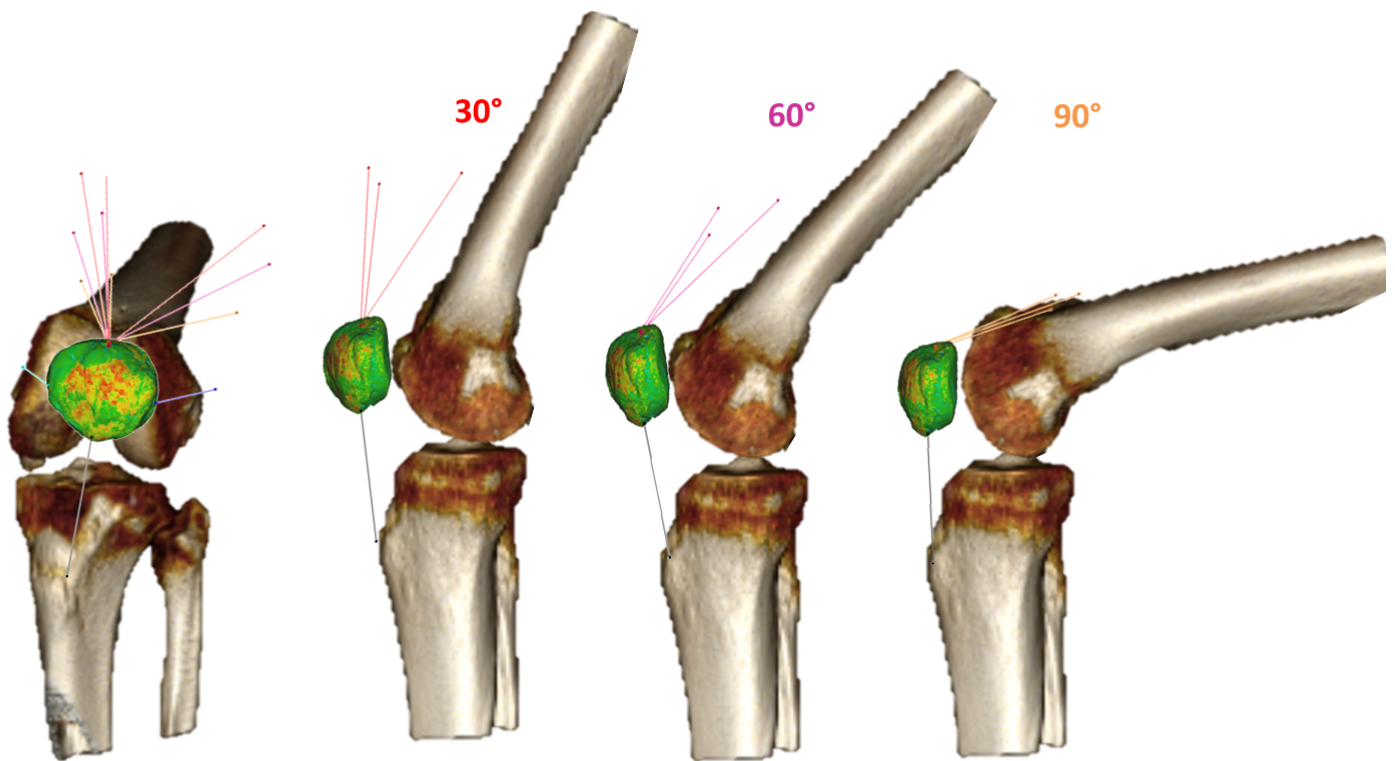


Fig. 130; Representación de los vectores y su disposición respecto a la angulación femoro-tibial en cada una de las tres sentadillas en una rótula izquierda. Las angulaciones de cada uno son las descritas en el texto

⑧. ②) Estructuras de retención

Para la representación de la dirección en los tres planos del espacio así como la longitud del LFPM, del retináculo y del ligamento rotuliano se utilizaron las mediciones obtenidas del TAC del voluntario.

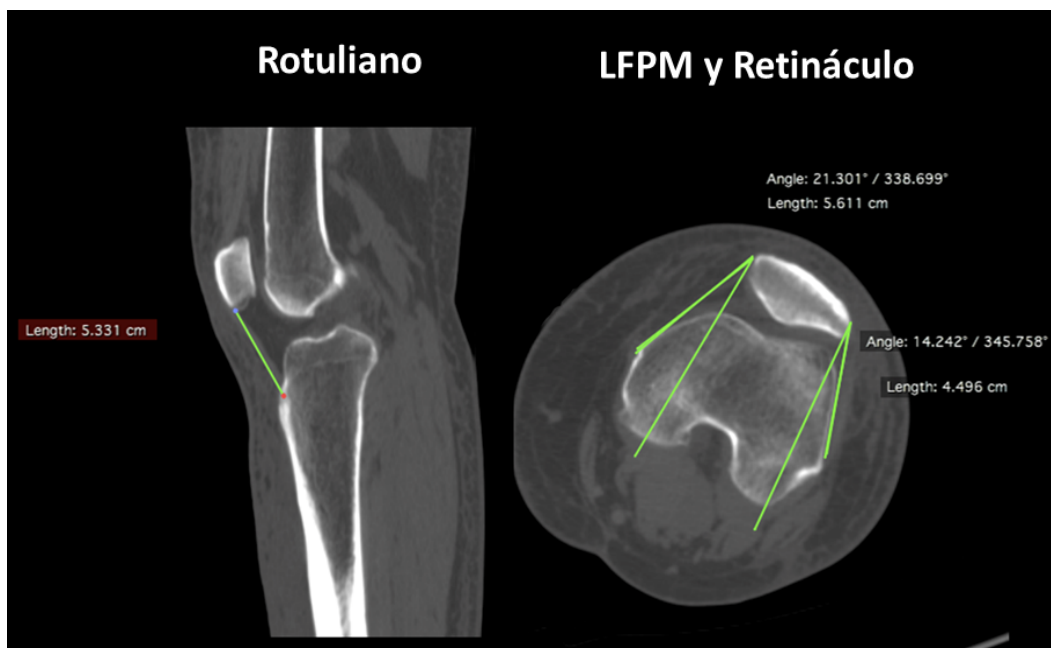


Fig. 131; Estudio de TAC del voluntario sano de medidas antropométricas conocidas para la obtención de la disposición espacial y las medidas anatómicas de las tres estructuras anatómicas de interés; tendón rotuliano, LFPM y retináculo lateral

A todas las rótulas se les aplicaron estas mismas estructuras anatómicas, con la misma longitud y dirección y por tanto misma inserción en fémur para las estructuras laterales y misma inserción tibial para el ligamento rotuliano.

La longitud del rotuliano, el LFPM y el retináculo fueron respectivamente; 5,3cm, 5,6 cm y 4,5 cm. La orientación en el plano frontal fue paralela al eje mayor de la rótula en el rotuliano, mientras que en el plano sagital fue de 85° para el LPFM, de 90° para retináculo y de 5° para el rotuliano. En el plano axial fue de 21,3° para el LPFM y de 14,2° para el retináculo. Esta disposición triplanar se obtuvo del estudio TAC del voluntario asintomático y sus medidas son homogéneas con las consideradas en la literatura como estándar.

La sistemática de representación de estas estructuras fue negro para el rotuliano, azul oscuro para el LFPM y azul claro para el retináculo (Figura 132)

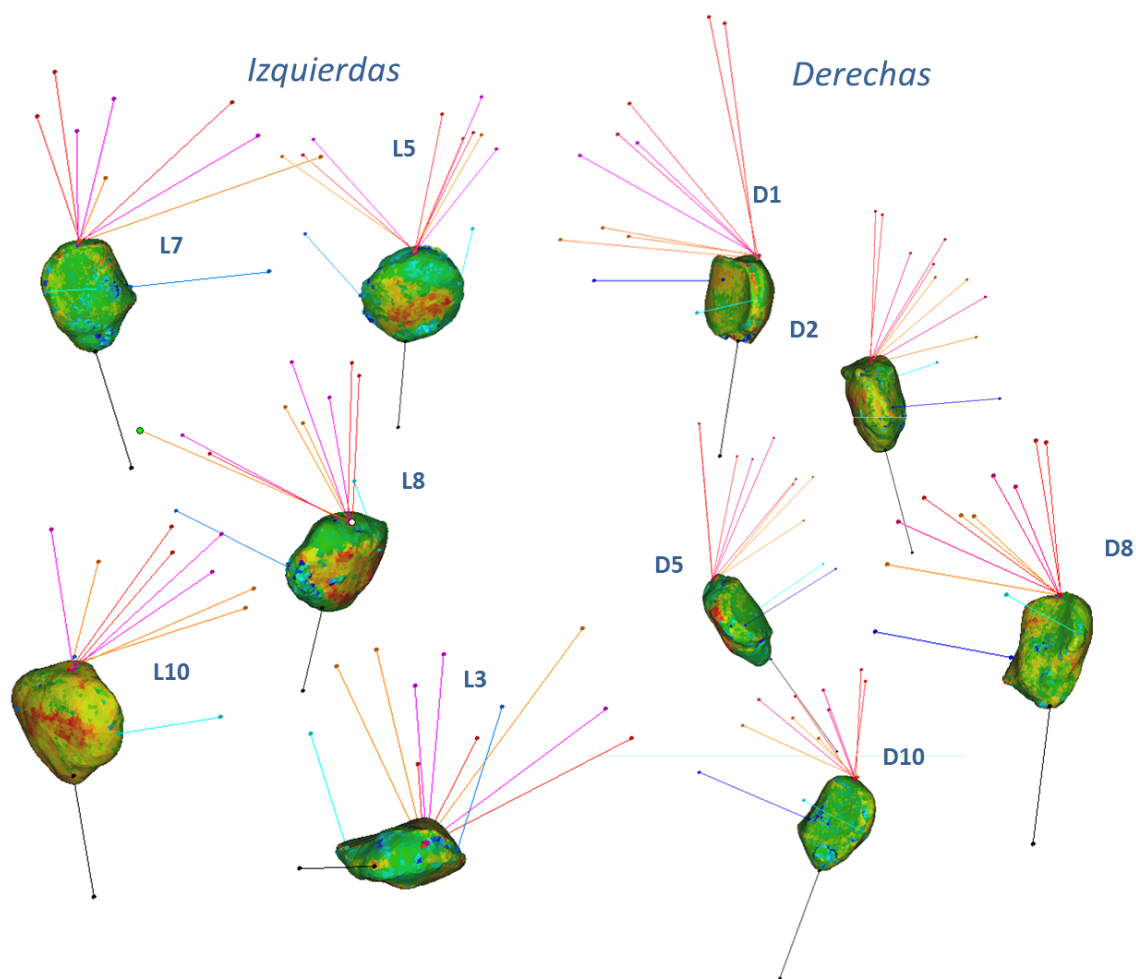


Fig. 132; Vectores del cuádriceps y estructuras de retención con sus coordenadas en 10 de los ejemplares (5 rótulas derechas y 5 rótulas izquierdas).

⑧. ③) Coordenadas

Los 9 vectores y las 3 estructuras de retención no podían ser representados en esta fase utilizando Mimics ni 3-Matic por lo que en esta fase nos limitamos a exportar un sistema de

coordenadas para cada uno de los vectores y para cada uno de los ligamentos. En total para cada rótula se registraron 3 sistemas de coordenadas para cada uno de los ligamentos y 9 en total para los vectores; 3 vectores para cada una de las tres sentadillas.

Estos sistemas de coordenadas se registraron en forma de tarjetas que incluyen dos puntos en el espacio con sus coordenadas en el eje x, y, z así como su dirección espacial. Los puntos espaciales correspondían a la inserción en la rótula del vector de fuerza o ligamento y en el caso de los ligamentos a la inserción tibial del ligamento rotuliano y los dos puntos de inserción femoral de las estructuras laterales. En el caso de los vectores de fuerza el segundo punto únicamente tenía interés de cara a definir la dirección espacial de tracción. En la Figura 133 se muestran las tarjetas para uno de los casos.

The figure displays 12 'Line Properties' dialog boxes for various anatomical structures. Each box contains the following information:

- Name:** RA90, RA60, RA30, rotuliano, VM90, VM60, VM30, LFFM, VL90, VL60, VL30, Retinaculo.
- Color:** A color selection box.
- Point 1:** X, Y, Z coordinates in mm.
- Point 2:** X, Y, Z coordinates in mm.
- Direction:** X, Y, Z coordinates in mm.
- Deviation:** A numerical value.
- Length:** A numerical value in mm.

A blue arrow points from the VM30 box in the background to a larger, detailed view of the VM30 box in the foreground, which shows the following data:

- Name:** VM30
- Color:** Red
- Point 1:** X: -53,3179 mm, Y: 175,0104 mm, Z: 119,3265 mm
- Point 2:** X: 7,6158 mm, Y: 135,5588 mm, Z: 79,7597 mm
- Direction:** X: 0,7370 mm, Y: -0,4772 mm, Z: -0,4786 mm
- Deviation:** 0
- Length:** 82,6733 mm

Fig. 133; Sistema de tarjeta de coordenadas con la información de los 9 vectores del cuádriceps y las tres estructuras de retención para uno de los ejemplares. Se coleccionaron un número idéntico de tarjetas para cada uno de los 20 ejemplares

⑨ Estimación de la magnitud de las fuerzas a aplicar a partir de la resolución por mecánica inversa de un modelo matemático sagital del mismo voluntario sano

Antes de proceder a realizar las simulaciones en el programa de elementos finitos Abaqus, sólo quedaba estimar cuál iba a ser la carga que iba a soportar la rótula transmitida por el fémur, y cuál era la fuerza que iba a tener que ejercer el cuádriceps para mantener las 3 posiciones de sentadillas. Estas fuerzas se aplicaron al área de contacto rotuliano y a los vectores respectivamente en cada sentadilla.

El valor absoluto de estas fuerzas en este diseño no constituía una cuestión de relevancia al tratarse de un método íntegramente comparativo (relativo), sin embargo, la relación entre ambas variables, fuerza del cuádriceps y peso transmitido por el fémur en cada uno de los tres grados de flexión, sí que debía ser respetada para obtener una distribución de presiones y estrés real.

Una de las primeras opciones que se valoró fue utilizar como primera variable a elegir (fuerza total del cuádriceps) la que se había utilizado en alguno de los estudios de laboratorio con cadáver mediante sistemas de tracción y utilizar la fuerza resultante entre la rótula y el fémur, medida por un sensor de presión, como segunda variable (peso transmitido a través del fémur) para una flexión dada. Se decidió no emplear estos valores ya que al tratarse de un modelado computacional y no tener las limitaciones de estos tipos de estudios, al emplear fuerzas de magnitudes tan bajas (las que se pueden aplicar en descarga sobre un cadáver) las presiones finales globales igualmente serían bajas, al contrario de lo que ocurre en la vida real.

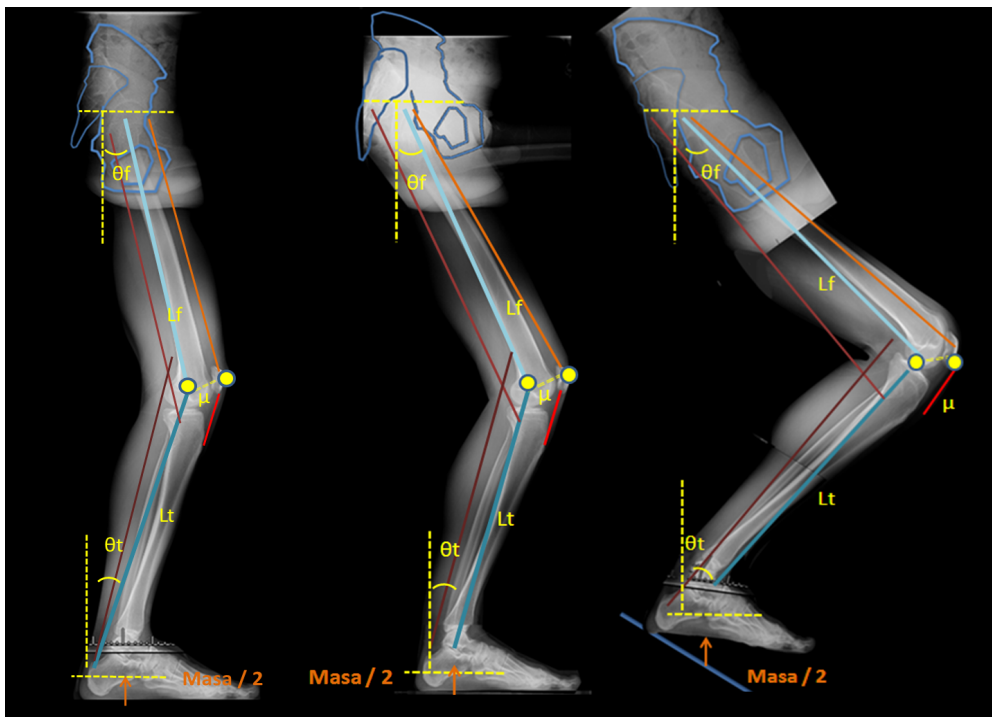


Fig. 134; Tele-radiografías sagitales del voluntario para obtener las características antropométricas y posicionales para resolver el modelo de mecánica inversa en Matlab

Finalmente se decidió utilizar al mismo voluntario del que se obtuvieron las medidas de las estructuras anatómicas en el TAC, para realizar un **modelo matemático estático de mecánica inversa** y poder estimar con precisión el valor de las dos variables de interés (fuerzas), para ser aplicadas a las 20 rótulas. Para ello se obtuvieron tele-radiografías sagitales de dicho sujeto realizando una sentadilla a 30°, 60° y 90°.

En este modelo se incluyeron las medidas antropométricas del sujeto desde la pelvis a los pies y la posición relativa de cada segmento articular dividiendo la masa del sujeto (70kg) en partes iguales a cada miembro inferior. Las variables principales a determinar fueron como hemos visto, la fuerza del cuádriceps (F_c) y la fuerza de reacción femoro-patelar (FRFP).

Para hallar estos valores se programó un código en Matlab con el que se obtuvieron unas gráficas en las que se relacionan las variables de fuerza que buscamos con dos variables de entrada ;dos ángulos que se denominaron θ_f y θ_t . Estos corresponden a los ángulos que forman el fémur y la tibia respectivamente con la vertical, a continuación se introdujeron los datos antropométricos del sujeto.

Cada parte del miembro inferior

consta de tres subsistemas con sus variables intermedias; uno para el pie, uno para la pierna y uno para el muslo. En cada uno de estos subsistemas se midieron los ángulos entre acciones musculares y segmentos, así como la distancia entre segmentos e inserciones. A continuación se muestran en detalle los 3 subsistemas implicados con las variables intermedias.

En el subsistema del fémur podemos apreciar como varía la traslación de carga (peso corporal/2) desde la pelvis hasta cada una de las rodillas. La fuerza resultante de este subsistema aumentará al aumentar la distancia entre el eje de acción de la

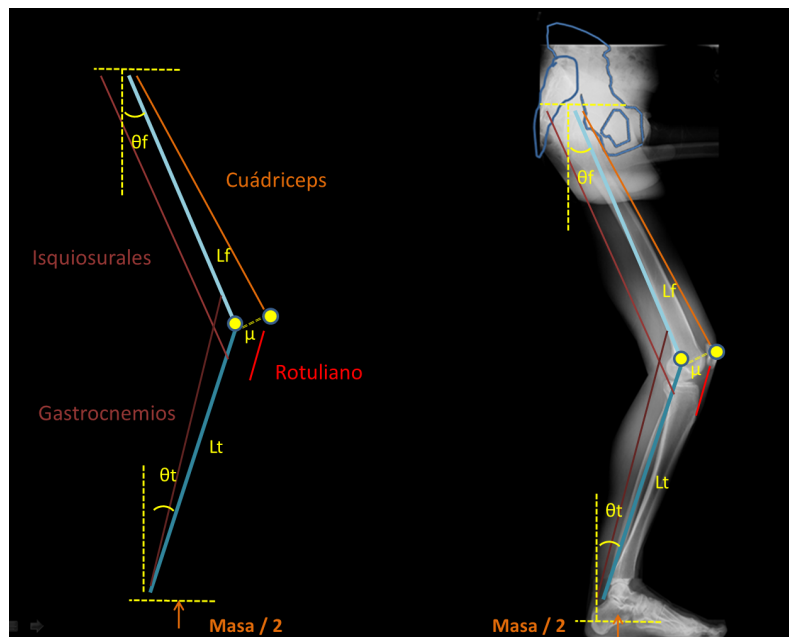


Fig. 135; Sistema de la sentadilla a 60° donde se aprecian las variables de entrada θ_f y θ_t en cada ejercicio con medidas antropométricas conocidas

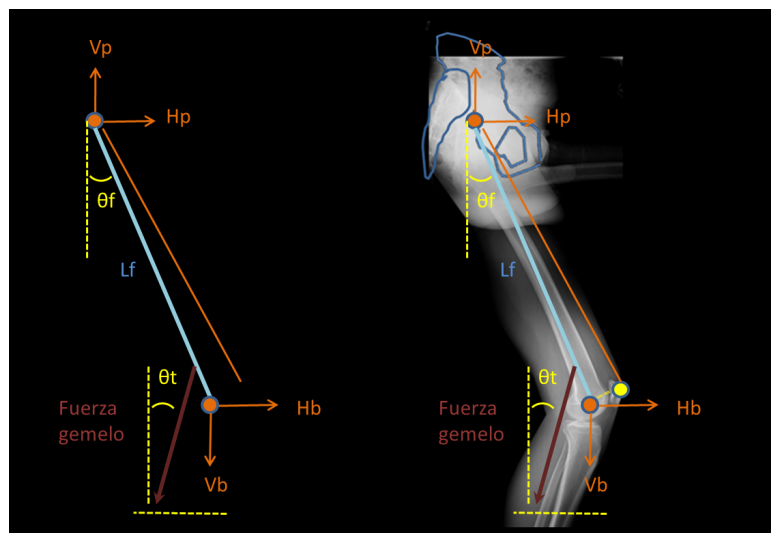


Fig. 136; Subsistema de la cadera-muslo dentro del modelo

gravedad y la rodilla (θ_f) la cual está determinada por la acción conjunta de la flexión de la cadera y la rodilla en la sentadilla. Por consiguiente será mayor la fuerza que tendrá que ejercer el cuádriceps conforme aumente el grado de flexión en la sentadilla.

En los subsistemas de la pierna y el pie, el ángulo que forma la tibia con el eje de la vertical será la variable de entrada a partir del cual teniendo en cuenta las fuerzas musculares que actúan en el segmento obtendremos la fuerza del tendón rotuliano, que al igual que la del cuádriceps aumentará conforme aumente el grado de flexión de la rodilla en la sentadilla.

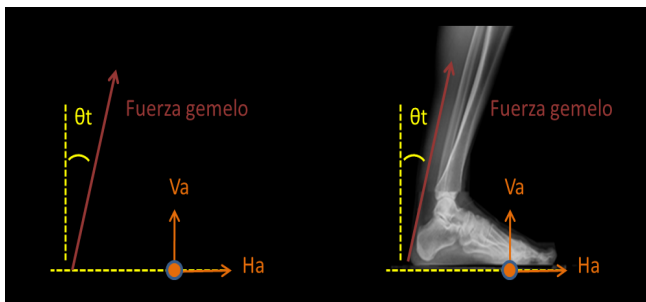


Fig. 137; Subsistema de la pie-tobillo dentro del modelo de mecánica inversa

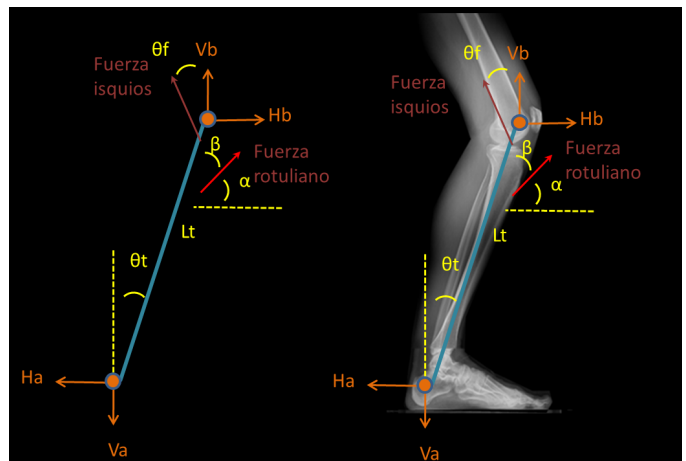


Fig. 138; Subsistema de la pierna dentro del modelo de mecánica inversa

Una vez resueltos los sistemas anteriores en el subsistema de la rodilla (el de interés) obtenemos las gráficas correspondientes a la correlación entre la fuerza del cuádriceps (F_q) y la fuerza de reacción patelo-femoral (F_p). En las gráficas seleccionaremos los valores de interés correspondientes a las 3 sentadillas; Fuerza del cuádriceps (F_q) y fuerza de reacción femoro-patelar (FRFP).

Para obtener las gráficas con las que se determinaron F_q y FRFP en cada uno de los 3 grados de flexión de rodilla las ecuaciones que se resolvieron a partir del conjunto de medidas expresadas gráficamente fue:

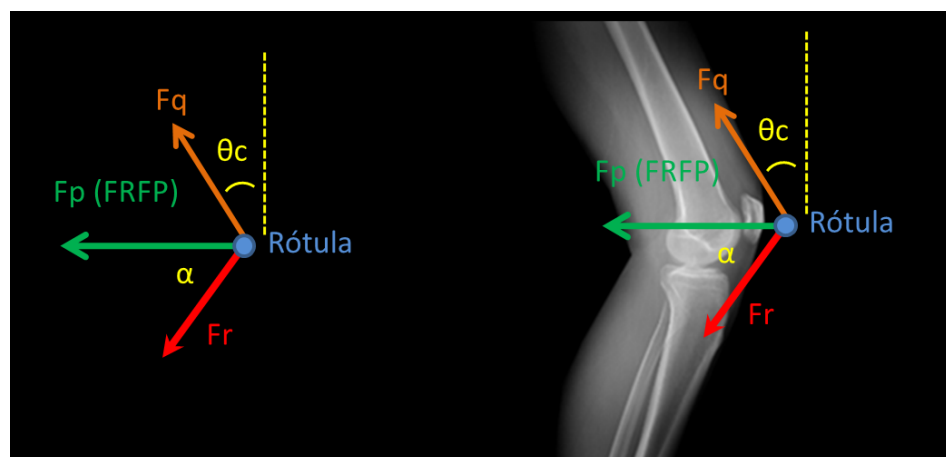


Fig. 139; Subsistema de la rodilla dónde obtenemos F_q y FRFP

$$\begin{aligned}
f(1) &= V_p - m_f g - V_B' - F_g \cos \varphi_t \\
f(2) &= H_B - F_b \sin \varphi_f + F_r \cos \alpha - H_A \\
f(3) &= -V_p(L_f - c) \sin \theta_f - H_p(L_f - c) \cos \theta_f + m_f g \left(\frac{L_f}{2} - c \right) \sin \theta_f - H_B' c \cos \theta_f - V_B' c \sin \theta_f \\
f(4) &= H_p - H_B' - F_g \sin \theta_t \\
f(5) &= -F_b \cos \theta_f d \sin \theta_t \\
&\quad - F_b \sin \theta_f d \cos \theta_t + F_r u \sin \alpha + m_t g \frac{L_t}{2} \sin \theta_t - H_A L_t \cos \theta_t + V_A L_t \sin \theta_t \\
f(6) &= V_B + F_B \cos \theta_f + F_r \sin \alpha - m_t g - V_A \\
f(7) &= H_B' + F_p - H_B \\
f(8) &= -F_p - F_c \sin \varphi_c - F_r \cos \alpha \\
f(9) &= F_c - F_r \sin \alpha \\
f(10) &= F_g - \frac{Mga}{2b \cos \varphi_t} \\
f(11) &= H_A + F_g \sin \varphi_t
\end{aligned}$$

Se obtuvieron las siguientes variables de salida:

- FRPF (carga que transmite el fémur a la tibia): **1138 newton** a 30°, **4850 newton** a 60° y **8513 newton** a 90°.
- La fuerza total del cuádriceps a 30° fue de **740 newton**, **2700 newton** a 60° y **2676 newton** a 90°.

Al repartir estas fuerzas entre los 3 vectores (Ra, Vm y Vl) que representan respectivamente a la acción conjunto de recto anterior y vasto crural, vasto medial y vasto lateral, con la proporción 3:2:2,5 respectivamente se obtuvieron las siguientes magnitudes a cada uno de los vectores;

Ra 30°: 296n
Vm 30°: 197n
Vl 30°: 246n
Ra 60°: 1080n
Vm 60°: 720n
Vl 60°: 900n
Ra 90°: 1070n
Vm 90°: 713n
Vl 90°: 891n

⑩ Exportación de los 20 modelos de rótulas de Mimics a Abaqus

⑩. ①) Escalado de archivos

En esta fase se produjo un imprevisto ya que como se ha comentado Mimics Research Edition 17.0® trabaja en unidades comunes utilizadas en biomecánica como mm, gr, Mpa (N/mm²)

mientras que Abaqus trabaja en unidades internacionales, es decir m, Kg, pa (n/m²). Todo el trabajo previamente realizado en Mimics debía ser trasladado a Unidades Internacionales. En este punto disponíamos de:

- Los 20 modelos computacionales de las rótulas formados por tetraedros optimizados
- Propiedades materiales en cada uno de los elementos.
- Una colección de superficies definidas sobre las que actuarán las fuerzas y condiciones de contorno en el AEF
- Dirección espacial y morfología de las estructuras de retención y vectores.
- Fuerzas musculares y de reacción a aplicar

A priori las rótulas están listas para ser exportadas al software de análisis computacional Abaqus.

En un principio se exportaron las 20 rótulas desde Mimics Research Edition 17.0® en el formato compatible con Abaqus; un archivo **Inp**. En este archivo **Inp**. se incluyó no sólo la distribución en el espacio de los elementos (tetraedros) que forman la malla, sino que además se incluyó la distribución de los 20 materiales en cada uno de esos elementos. Además el archivo llevaba incluido que elementos, o nodos de los elementos, correspondían a una de las 7 superficies de interés; rotuliano, LPFM, retináculo, contacto a 30°, contacto a 60° y contacto a 90°.

La solución que se encontró para cada uno de estos problemas fue la siguiente;

- En cuanto a las propiedades materiales, ya se ha comentado en la sección 7, la solución consistió simplemente en escalar a kg/m³ la densidad y a pascals el módulo E (el coeficiente de Poisson carece de unidades).
- En el caso de los vectores del cuádriceps y estructuras de retención, igualmente se escaló cada coordenada de cada uno de los dos puntos que forma cada vector/estructura ligamentosa. A modo de ejemplo tomamos las coordenadas del punto 1 del vector Vm60 de la rótula L10 (x: -57,5869, y: 169,6090, z: 47,0335), las cuales corresponden a mm, por lo que al pasarlo a unidades internacionales queda como (x:-0.00575869, y: 0.169609, z: 0.0470335). Esta sistemática se aplicó a las 240 tarjetas de coordenadas.
- La dificultad fue mayor al intentar escalar el tamaño de las rótulas, ya que trasasándolas directamente de Mimics Research Edition 17.0® a Abaqus, las rótula pasaban automáticamente de medir alrededor de 4 cm a medir 40 metros. En un primer intento se exportaron directamente las rótulas desde Mimics Research Edition 17.0® con un factor de escala 1000:1, sin embargo, de esta manera la rótula perdía el sistema de coordenadas que se había utilizado en todo momento. Este sistema utilizado desde que las rótulas estaban en forma de archivo DICOM, implicaba la pérdida de la capacidad de utilizar los vectores previos, por lo que esta solución se desechó.

Finalmente se creó un programa que trabajó directamente sobre el archivo Inp. Este programaba actuó sobre cada uno de los 3 ejes de coordenadas de cada nodo en el archivo escalándolo a unidades internacionales. De esta manera el problema de las unidades se resolvió.

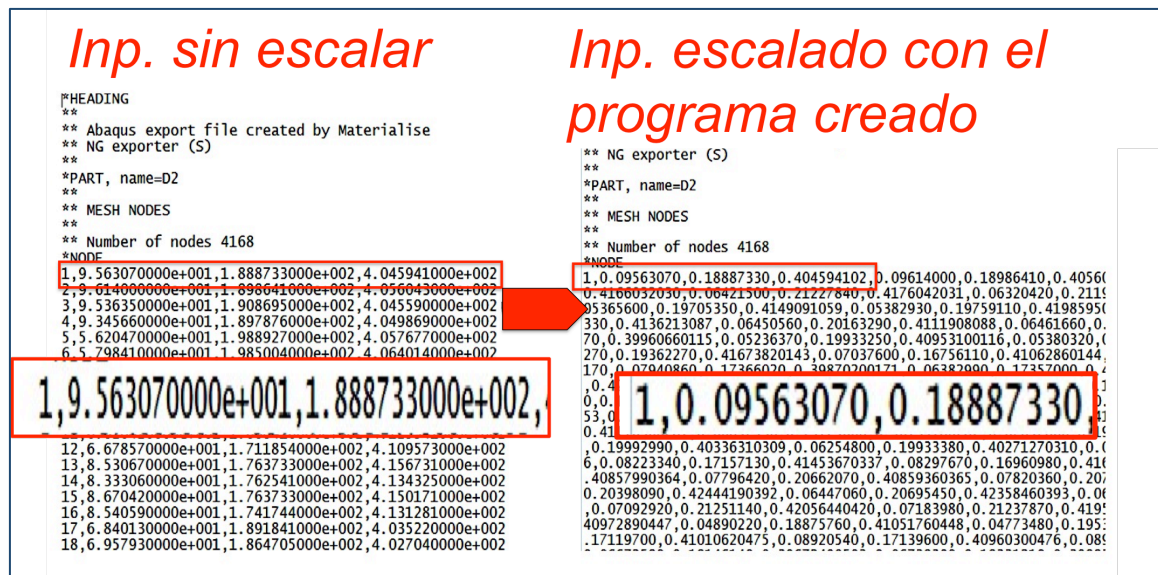
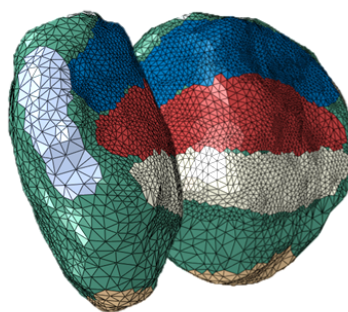


Fig. 140; Escalado de los archivos Inp. para convertir milímetros a metros conservando el sistema de coordenadas original

⑩. ②) Verificación de importación

Los archivos Inp. Escalados se importaron en el software de AEF Abaqus para realizar la fase de análisis. En los softwares de AEF como Abaqus, cuya principal aplicación es el análisis de estructuras en ingeniería, la sistemática de trabajo comienza con la creación de estas estructuras dentro del propio programa ya que contiene módulos con múltiples formas geométricas así como piezas comunes prediseñadas. Estas estructuras se crean directamente como mallas que representan la estructura de interés a estudio formada por elementos como los que hemos utilizado. En nuestro caso las

Rótula derecha



Rótula izquierda

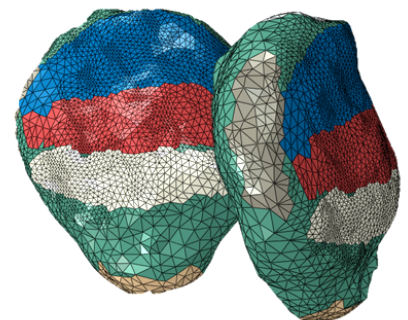
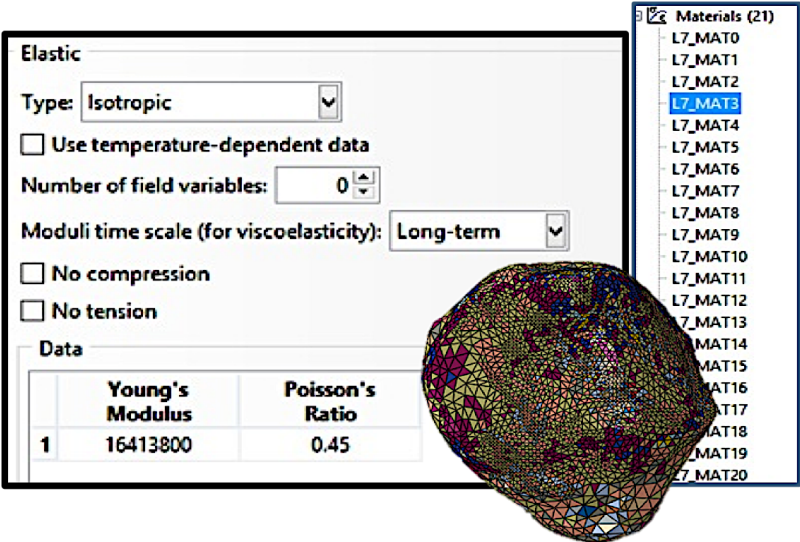


Fig. 141; Rótula derecha y rótula izquierda en la interfaz del software Abaqus. Comprobamos la correcta importación de la malla así como las superficies predefinidas

mallas ya habían sido creadas con los elementos adecuados por lo que nos limitamos a comprobar que las mediciones con la importación fue correcta, que las mediciones estaban adecuadamente escaladas y que las 7 superficies definidas habían sido importadas correctamente. Además debíamos identificar el número asignado a cada superficie dentro del software ya que los nombres otorgados a cada una durante su creación no se importaron en el archivo Inp.

10. 3) Verificación de materiales

El segundo paso dentro de Abaqus consiste habitualmente en asignar por parte del investigador, normalmente un ingeniero, las propiedades materiales a cada parte de la estructura. Los programas de AEF incorporan una extensa librería de materiales utilizados habitualmente en la ingeniería civil. En nuestro caso como estas propiedades ya están asignadas, nos limitamos a verificar de una manera muy simple la fidelidad de nuestros modelos; “pesarlos”.



El peso registrado de las rótulas tras la descongelación (Fase 1) coincidió con la masa que estima el programa para cada modelo, la cual es la suma de la aportación de cada uno de los miles de tetraedros con sus propiedades materiales (densidad). Haciendo un sondeo del resto de las constantes, rápidamente confirmamos que el proceso de transferencia del resto de propiedades era correcto.

11 Representación de las condiciones de contorno a través de los ligamentos

Una vez verificada la importación lo siguiente fue introducir las condiciones para crear la simulación de la sentadilla. Se comenzó por aplicar las condiciones de contorno, es decir, en que puntos va a estar sujeta y como se va a comportar mecánicamente el objeto. Esto lo hicimos restringiendo alguno de los 6 grados de libertad en ciertas zonas del modelo para representar lo que ocurre en el movimiento a simular, es decir, durante una sentadilla.



Fig. 143; Introducción de las coordenadas dónde los ligamentos (en este caso los femorales) se insertan.

En nuestro caso la rótula se definió totalmente liberada, por lo que le permitimos los movimientos fisiológicos; movimientos de rotación que incluyen la flexo-extensión, la inclinación en el plano axial (patellar tilt) y en el plano frontal, así como el desplazamiento en los 3 ejes de coordenadas. En las tres sentadillas que se simularon, la tibia y el fémur estaban fijos por la acción combinada de la acción muscular con la fuerza de reacción del suelo, por lo que se comenzó localizando en el espacio los puntos que correspondían a las inserciones tibial y femorales de nuestros 3 ligamentos de interés. Para ello introducimos las coordenadas de las tarjetas adecuadas en Abaqus y les dimos nombre.

Para “fijar” el fémur y la tibia en su totalidad restringimos

los 6 grados de libertad de los 3 puntos seleccionados, los cuales recibieron los nombres; Rotuliano-tibia, Retináculo-fémur y LPFM-fémur.

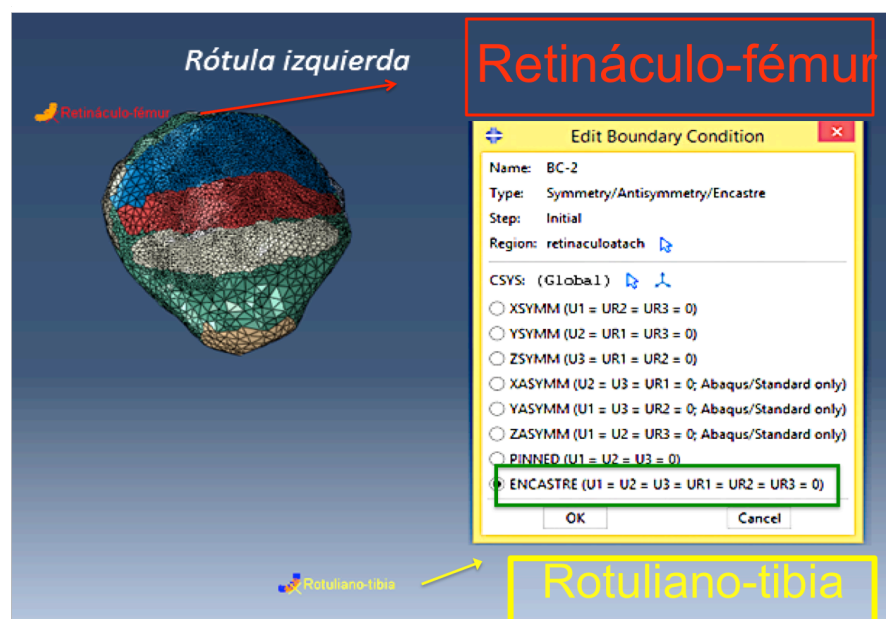


Fig. 144; Restringimos los 6 grados de libertad (encastamos) los tres puntos de inserción extra-rotulianos, dos en el fémur y uno en la tibia

Para representar el tendón rotuliano se utilizó un elemento Spring (muelle), tal y como se ha realizado en trabajos previos, con la longitud y la dirección mostrada en las tarjetas de coordenadas(3, 9, 23, 63, 64, 202, 252). Este muelle lo unimos desde un nodo de la superficie de inserción rotuliano hasta el punto rotuliano-tibia. A este muelle le aplicamos un resistencia global obtenida de estudios experimentales de 2000N/mm y utilizada en los AEF más actuales vistos en la introducción, de nuevo ajustamos la constante de resistencia a unidades internacionales(3, 9, 23, 63, 64, 202, 252).

Para evitar que toda la acción del tendón se concentre en un único punto, en trabajos previos este tendón se había representado mediante varios elementos muelle (3 o 6) que anclaban a un igual número de nodos del área de inserción, y le conferían al conjunto de muelles la resistencia global mencionada(3, 9, 23, 63, 64, 202, 252). En nuestro caso al disponer del área exacta de inserción del tendón, se hizo una distribución del efecto del muelle por todo el área de inserción por

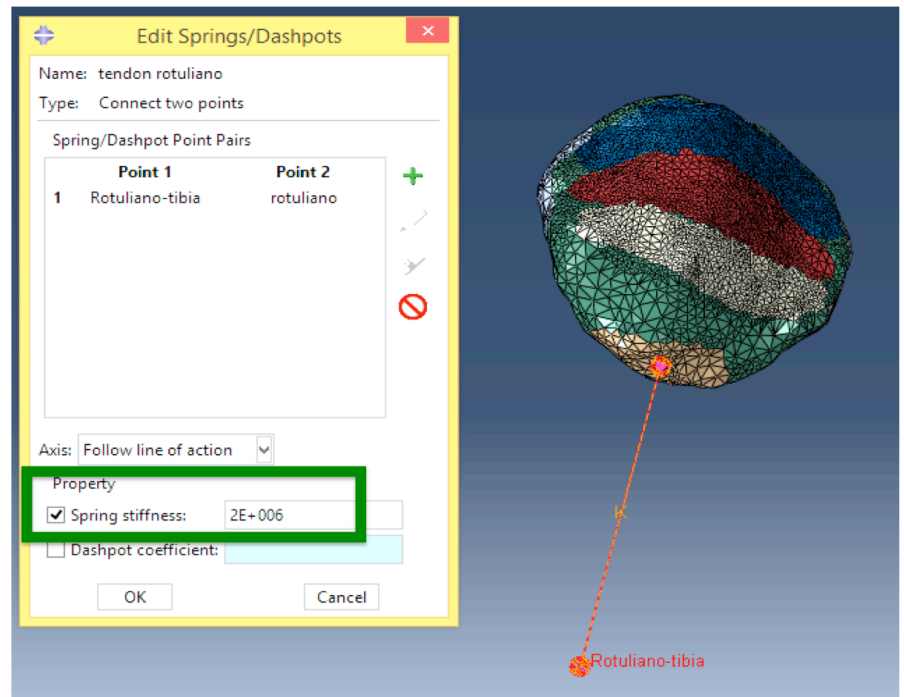


Fig. 145; Aportamos la constante elástica de 2000 N/mm al tendón rotuliano

igual, utilizando para ello un constrictor tipo acoplamiento con una distribución continua en el área y liberando el desplazamiento totalmente.

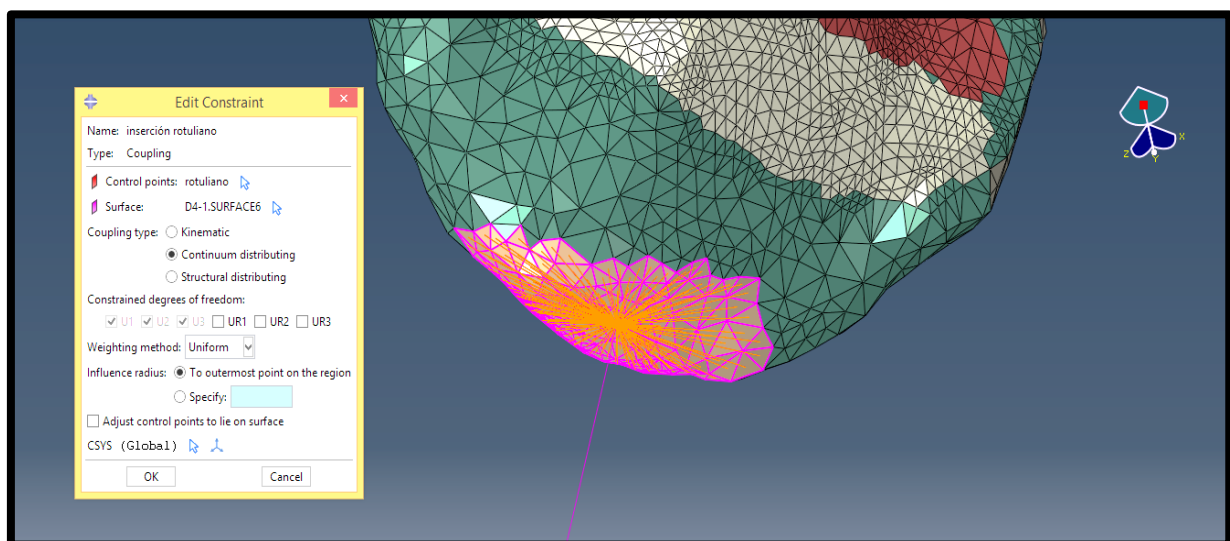


Fig. 146; Aplicamos la función del tendón rotuliano en el nodo que inserta (es un elemento uniaxial) a toda la inserción del tendón dejando la rótula libre

Para representar el LFPM y el retináculo lateral se utilizó este mismo constrictor de acoplamiento desde los puntos LPFM-fémur y Retináculo-fémur respectivamente hasta las áreas de inserción anatómica medial y lateral en cada rótula.

Igualmente se liberaron todos los grados de libertad de desplazamiento.

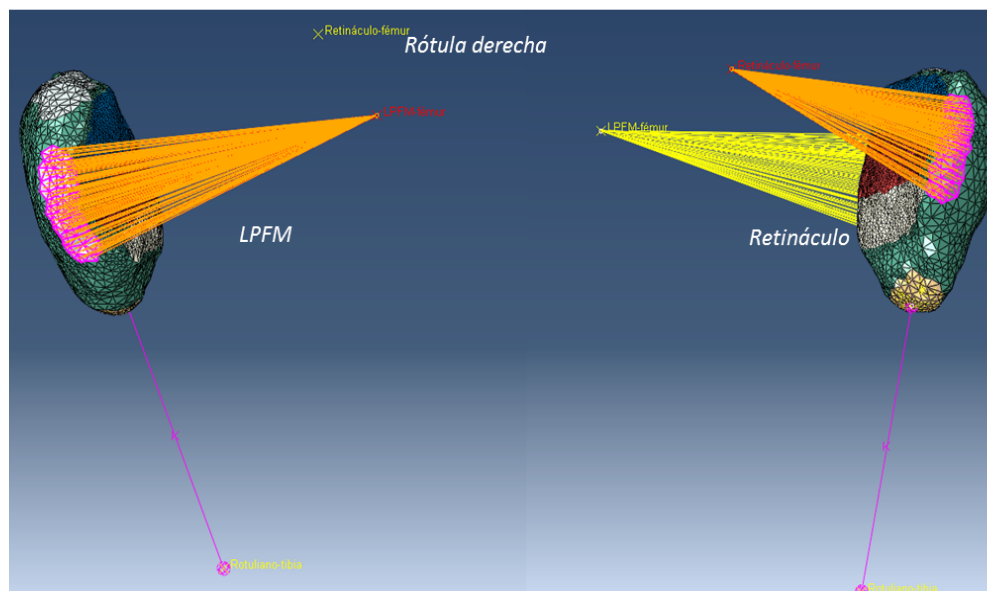


Fig. 147; Representación del LPFM y del retináculo lateral dejando la rótula totalmente libre para simular su comportamiento real

Estas 3 estructuras ligamentosas y sus condiciones de contorno en las inserciones extra-rotulianas fueron iguales para las 3 sentadillas dentro de cada rótula, por lo tanto una vez representadas, la rótula estaba ya sujeta en la rodilla como lo está en su manera anatómica y preparada para recibir las fuerzas que actúan en el ejercicio de la sentadilla; el peso corporal y la tracción del cuádriceps.

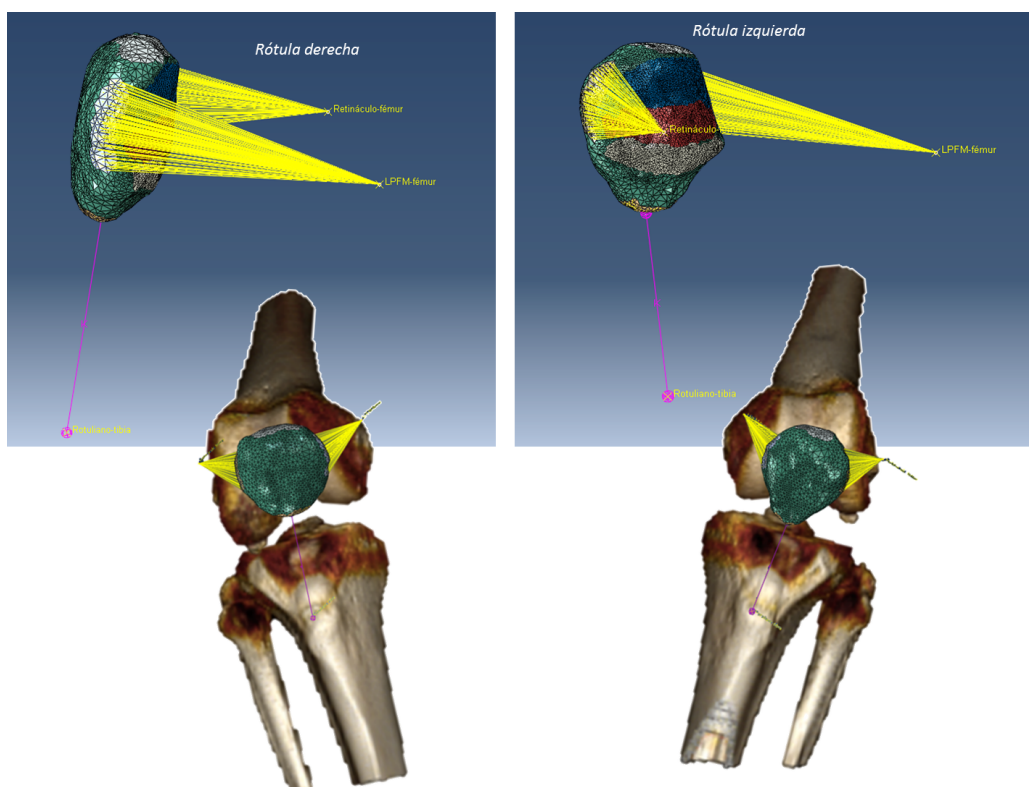
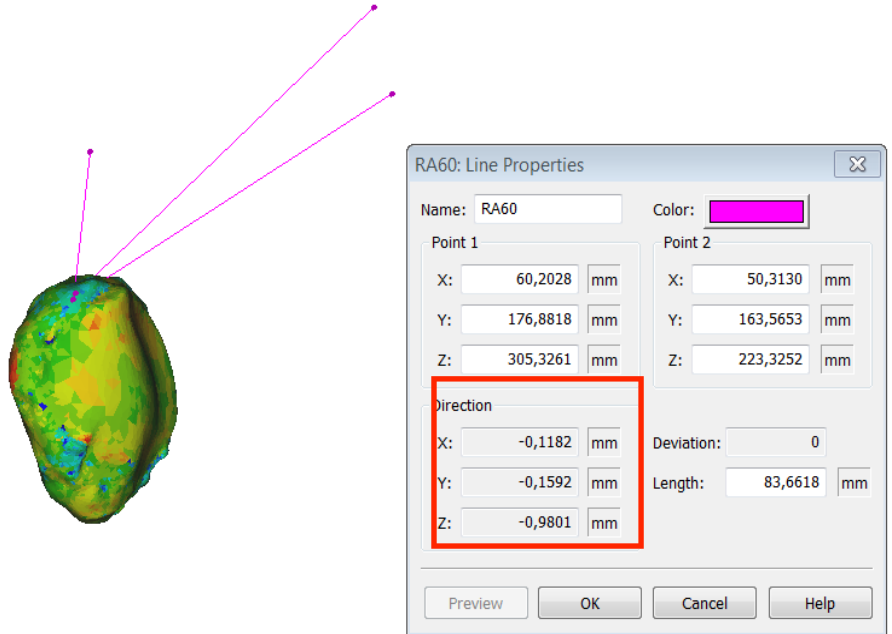


Fig. 148; Representación computacional del LPFM y del retináculo lateral. La inserción femoral se encuentra totalmente restringida (encastrada) mientras que la rótula esta totalmente libre, sujeta

⑫ Aplicación de la fuerza del cuádriceps y de la carga femoro-patelar

⑫. ① Representación computacional del aparato extensor; representación de los vectores de acción del cuádriceps

La representación de los 3 vectores del cuádriceps para los tres ejercicios de sentadilla requirió la introducción de las coordenadas de los mismos escaladas, para lo cual utilizamos la información de las tarjetas para cada uno de los 9 vectores en cada una de las 20 rótulas. Vamos a ilustrarlo con la introducción de uno de los vectores (Ra), que corresponde a la acción del recto anterior en la sentadilla a 60° de una de las rótulas derechas (D4).



En Mimics Research Edition 17.0® habíamos obtenido la información sobre dicho vector como dos puntos en el espacio y una dirección resultante.

Fig. 149; Coordenadas en Mimics del vector Recto Anterior en una de las rótulas

En Abaqus se seleccionó la superficie sobre la que va a actuar este vector; *superficie de inserción del cuádriceps*, y utilizaremos la opción “tracción de superficie”. En la opción de tracción de superficie de Abaqus en lugar de la fuerza total que actuará en Newtons,

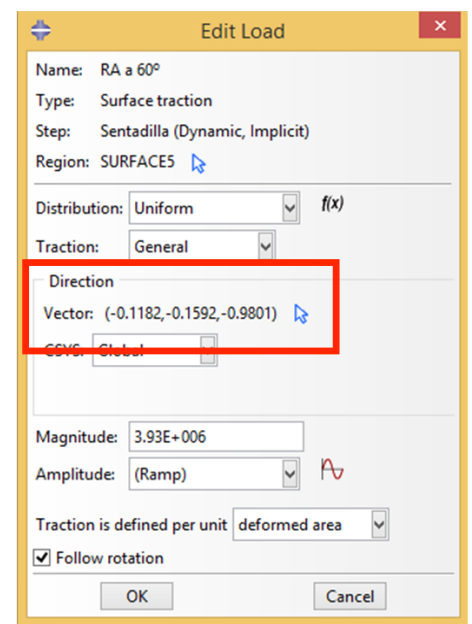
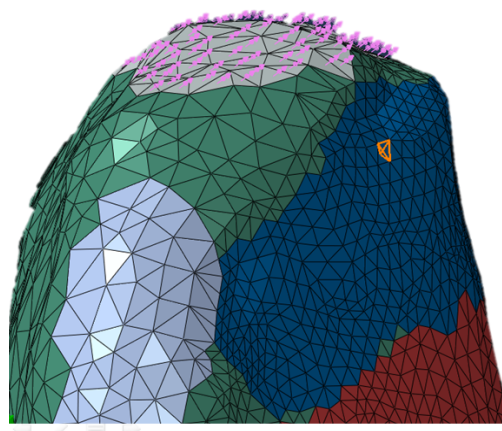


Fig. 150; Coordenadas escaladas en Abaqus del mismo vector Recto Anterior de la Figura previa

introducimos la magnitud en forma de presión (N/m^2), por lo tanto la magnitud de la fuerza se tuvo que dividir para el área de inserción del cuádriceps en cada rótula. La dirección de la fuerza la introducimos a partir de los dos puntos en el espacio escalados y se comprobó comparando ambas direcciones (la de Mimics Research Edition 17.0® con la de Abaqus), que el vector es correcto.

Este proceso se repitió en cada modelo de rótula 3 veces, una para cada vector, y a su vez por triplicado, una para cada sentadilla. Se representaron todos los vectores en cada rótula y simplemente se activaban unos u otros en función de la sentadilla que se fuese a analizar, es decir, cuando se fuese a analizar la sentadilla a 60° se desactivaban los vectores Ra90, Vm90, VI90, Ra30, Vm30, VI30 y quedaban activos los tres correspondientes a la fuerza del cuádriceps realizando la sentadilla a 60° . Sobre la superficie del cuádriceps en la Figura 151 se pueden apreciar los 3 vectores para la sentadilla en rótula D4 a 60° .

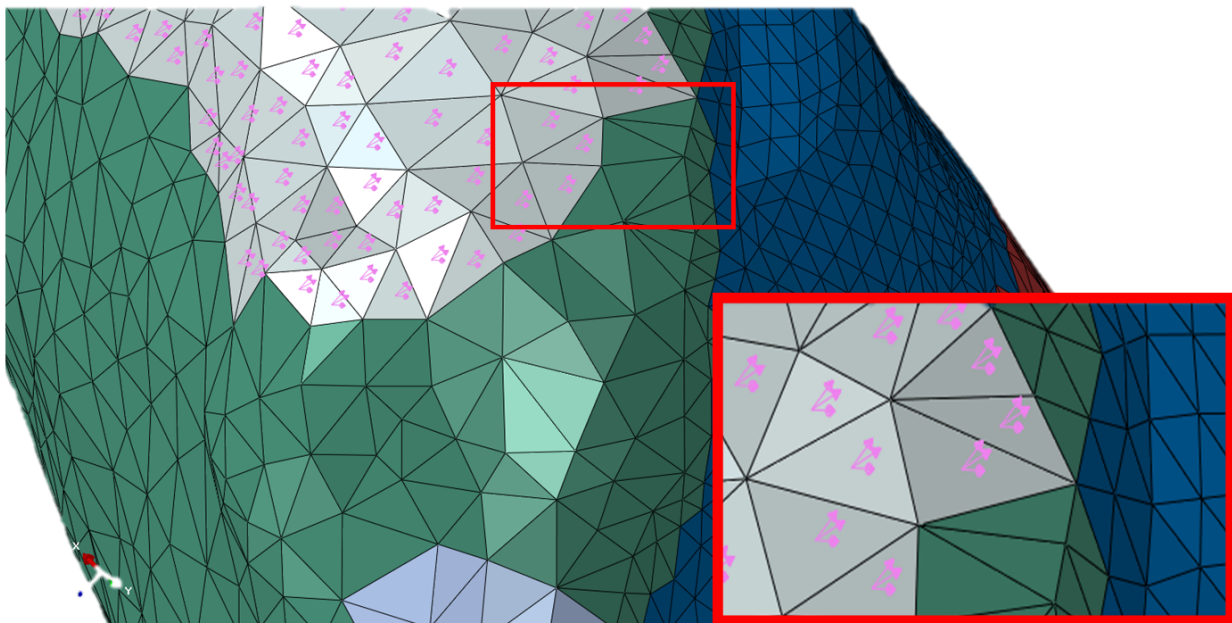


Fig. 151; Representación con símbolos de los tres vectores que representan la función del cuádriceps una vez introducidas sus coordenadas escaladas

Como se ha comentado previamente en Abaqus, en la opción tracción de superficie el programa exige introducir esta tracción como N/m^2 , por lo que para la introducción de cada uno de los 9 vectores arriba descritos se tenía que ajustar esta magnitud a la superficie de acción del cuádriceps. En la figura 152 se representa la magnitud que corresponde al vector RA en una sentadilla a 60° , el área del cuádriceps de esa rótula concreta era de 274mm^2 , o lo que es lo mismo $0,000274\text{m}^2$. En el cálculo de mecánica inversa se estimó que la fuerza del RA en la sentadilla a 60° de 1080 newton. Por lo tanto la magnitud que debimos introducir después de haber introducido las coordenadas concretas de ese vector para esa rótula será;

1080n/0,000274m², es decir, 3930000n/m². De nuevo este proceso debió repetirse 9 veces para cada una de las rótulas (3 sentadillas por tres vectores).

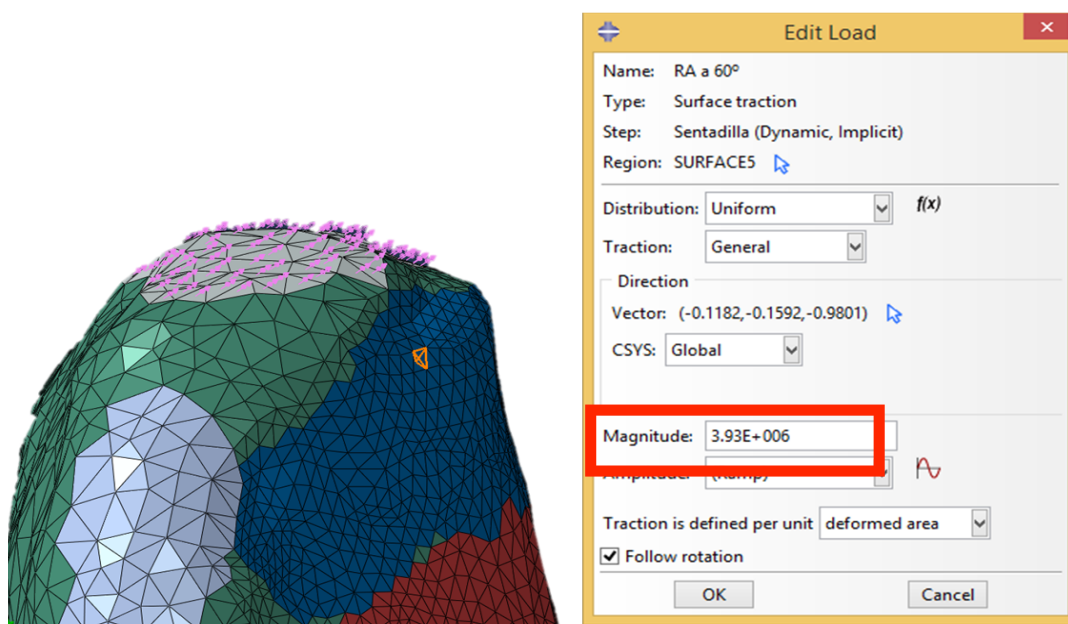


Fig. 152; Magnitud de la fuerza en el vector RA de la misma rótula. La fuerza de 1080 newton a 60° se relativiza al área de inserción del tendón cuadricepsital

12. ② Representación de la carga femoro-patelar

El segundo parámetro de carga que tuvimos que introducir para cada sentadilla fue la presión que transmite el fémur a la rótula a cada una de las áreas de contacto a 30°, 60° y 90° de flexión de rodilla. El valor de la presión de contacto a diferencia de las fuerzas del cuádriceps se introdujo en forma de fuerza total y el propio programa la distribuyó en el área correspondiente a la superficie de contacto. Para introducir este parámetro se seleccionó el área de interés y seleccionamos la opción “presión”. La opción “presión” reparte por igual la fuerza total sobre el área entre todos los elementos e introduce esta fuerza en la cara del elemento de manera perpendicular a la superficie de cada cara (fuerza normal).

Estas fuerzas globalmente se estimaron para el nuestro voluntario de 70 kg de 1138 newton a 30°, 4850 newton a 60° y 8513 newton a 90°. En este caso al seleccionar el área concreta e introducir la fuerza, la presión (fuerza/área) se establece de manera automática.

En el ejemplo de la Figura 153 se simula una sentadilla a 60°. Se dejan por tanto activas las fuerzas del cuádriceps a 60°; Ra60, Vm60 y V160. En la Figura se está introduciendo la carga que trasmite el fémur a la rótula en el área de contacto a 60°. Se selecciona la opción presión e introducimos la magnitud como fuerza total, introduciendo la magnitud de 4850 N en este caso

al simular la sentadilla a 60°. Con este último parámetro ya tenemos todas las fuerzas que actúan en la sentadilla introducida.

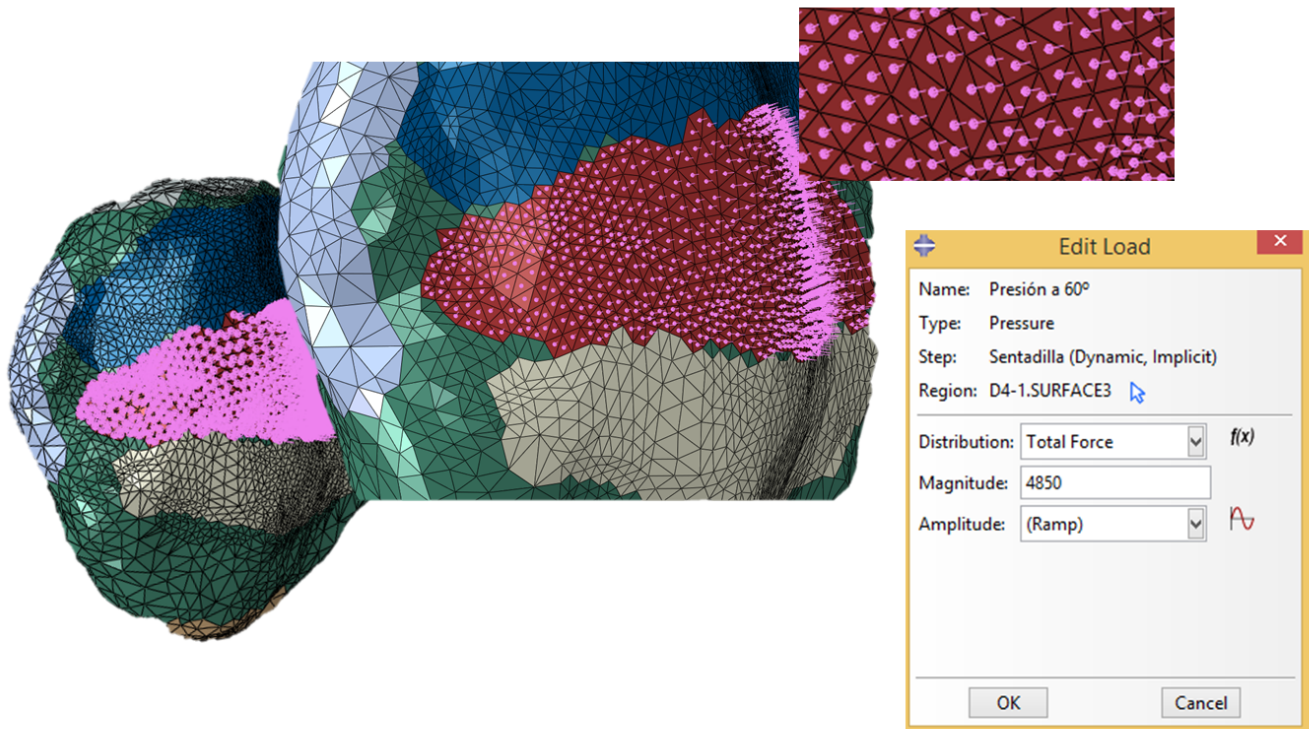


Fig. 153; Introducción de la fuerza estimada de contacto femoro-patelar a 60°, es decir 4850 newton

5.2.3) Post-procesamiento

⑬) Resolución del análisis de elementos finitos en el software Abaqus para los 60 casos distintos; 20 rótulas en 3 ejercicios distintos.

El objetivo del presente trabajo es comparar entre sí los tres tipos de rótulas según su anatomía posterior (variable independiente) en los que hemos dividido la muestra en la sección ③. En los pasos anteriores todas las rótulas habían sido sometidas exactamente a las mismas condiciones fisiológicas siendo la única variante precisamente su forma anatómica que es el factor de estudio. El ejercicio que se simula es la realización de tres sentadillas distintas, las cuales están en este punto representadas computacionalmente con toda la información que hemos incorporado al análisis de elementos finitos en Abaqus. Esta información incorporada al software de AEF es en esencia;

- Un objeto tridimensional (las rótulas).
- Unas propiedades materiales al objeto.
- Unas condiciones de contorno en el ejercicio a simular (fijar fémur y tibia en la posición de cada sentadilla).
- Unas estructuras de sujeción del objeto (ligamentos) que transmiten las condiciones de contorno
- Una cargas “reales” que soporta el objeto en el ejercicio a simular

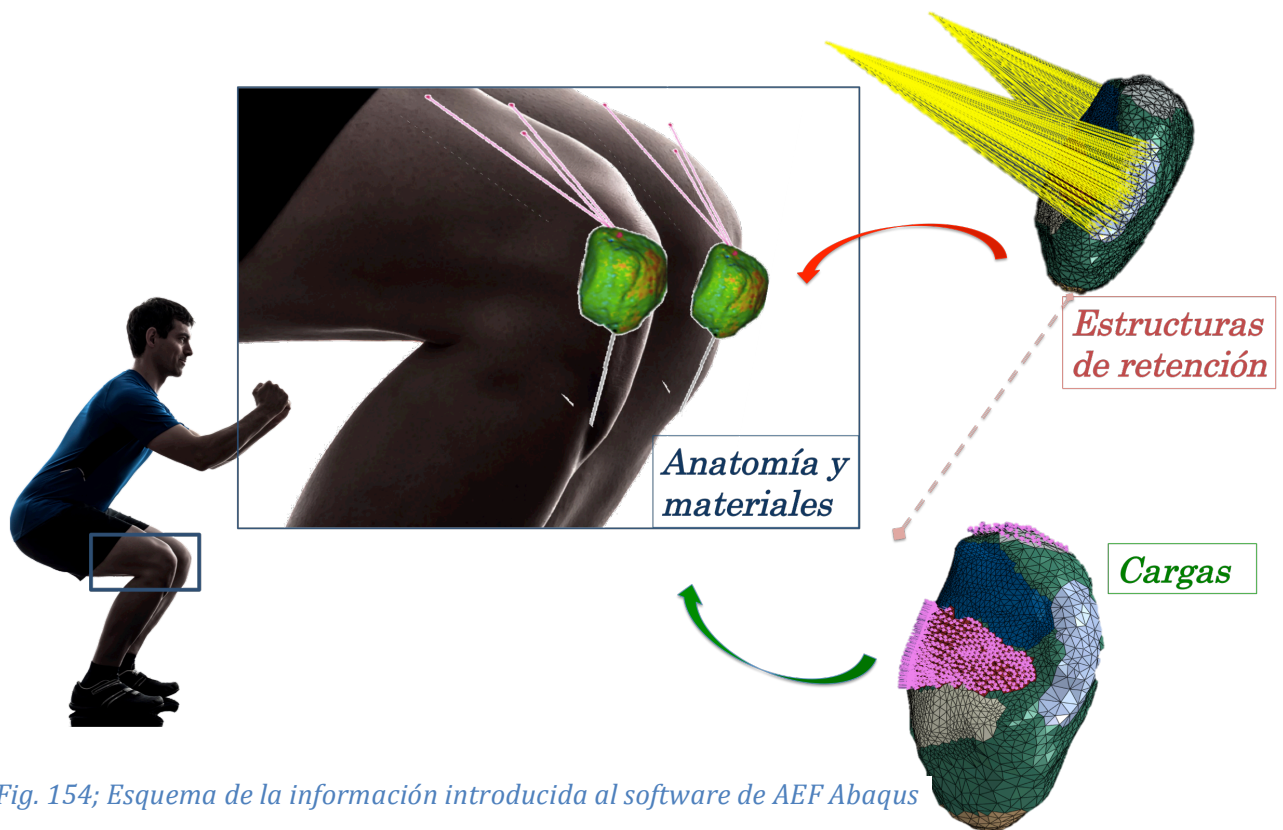


Fig. 154; Esquema de la información introducida al software de AEF Abaqus para la simulación computacional de las fuerzas que experimenta la rótula durante la realización de las sentadillas

En este punto sólo quedaba comunicar al programa qué tipo de análisis se quería llevar a cabo.

En nuestro caso, puesto que se trata de un ejercicio a baja velocidad como es una sentadilla, se realizó un análisis dinámico implícito ignorando las condiciones de no linealidad. Se simuló una condición cuasi-estática, dónde la inercia juega un papel

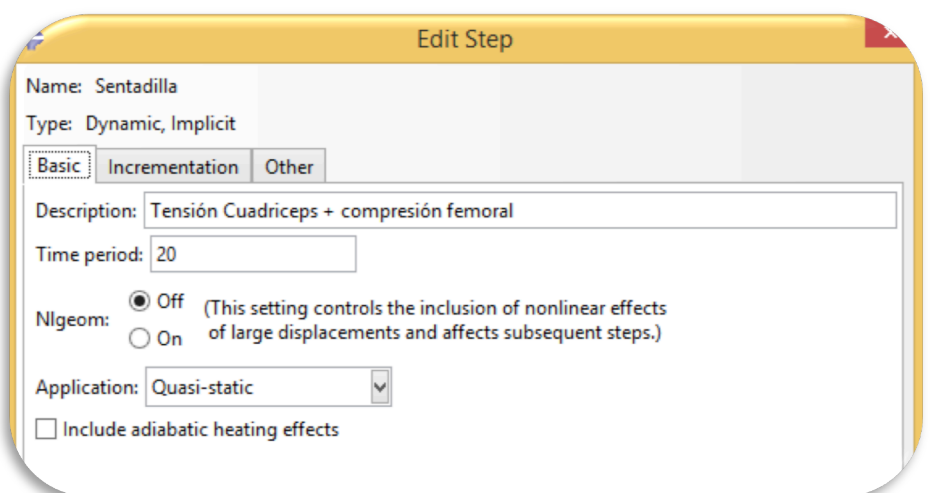


Fig. 155; Elección de un análisis cuasi-estático para las sentadillas con una duración del ejercicio de 20 segundos

despreciable ya que se simula el mantenimiento de una postura.

Las variables dependientes de interés que se seleccionaron en la fase de análisis fueron aquellas que se correlacionan con el dolor anterior de rodilla, cuyo mecanismo patogénico es el aumento de presión/tensión que ha de soportar la rótula, el cual podemos medir con distintos enfoques. Para obtener los múltiples datos de salida que un programa como Abaqus nos puede ofrecer, previamente a lanzar cada uno de los 60 trabajos a resolver, tuvimos que especificar qué tipo de variables nos van a interesar con el objetivo de ahorrar tiempo computacional. En nuestro caso elegimos un paquete predefinido de mecánica, que únicamente va a incluir variables de salida como desplazamiento, stress principal, stress de Von Misses, presión o deformación. No incluimos otras como cambios de temperatura, conducción eléctrica o magnética.

Si tenemos en cuenta que cada rótula está formada aproximadamente por entre 10000 y 15000 nodos, la solución que le demandamos a la computadora pasó por resolver varias decenas de miles de ecuaciones numéricas por cada intervalo de tiempo hasta llegar a la solución. En cada nodo se tuvieron que calcular en los 3 ejes del espacio la dirección del desplazamiento y la magnitud, o en su contrario la fuerza que experimentaba el nodo si este desplazamiento no pudo tener lugar debido a las condiciones de contorno que introdujimos.

Sobre el objeto resuelto podemos representar muchas variables según nuestro interés, pudiendo obtener además infinidad de datos y gráficas en función de nuestros intereses, como la presión en un grupo de nodos, el cambio de stress en función del tiempo, la localización de los valores máximos, así como cualquiera de las variables para un momento en concreto o eje espacial.

Otro hecho a tener en cuenta antes de examinar los resultados es la representación de cualquiera de las variables eligiendo un espectro de límites de contorno. La figura 156 muestra cómo se distribuyen dos de las principales variables, el stress principal y la presión en las rótulas a 90°, 60° y 30° de flexión.

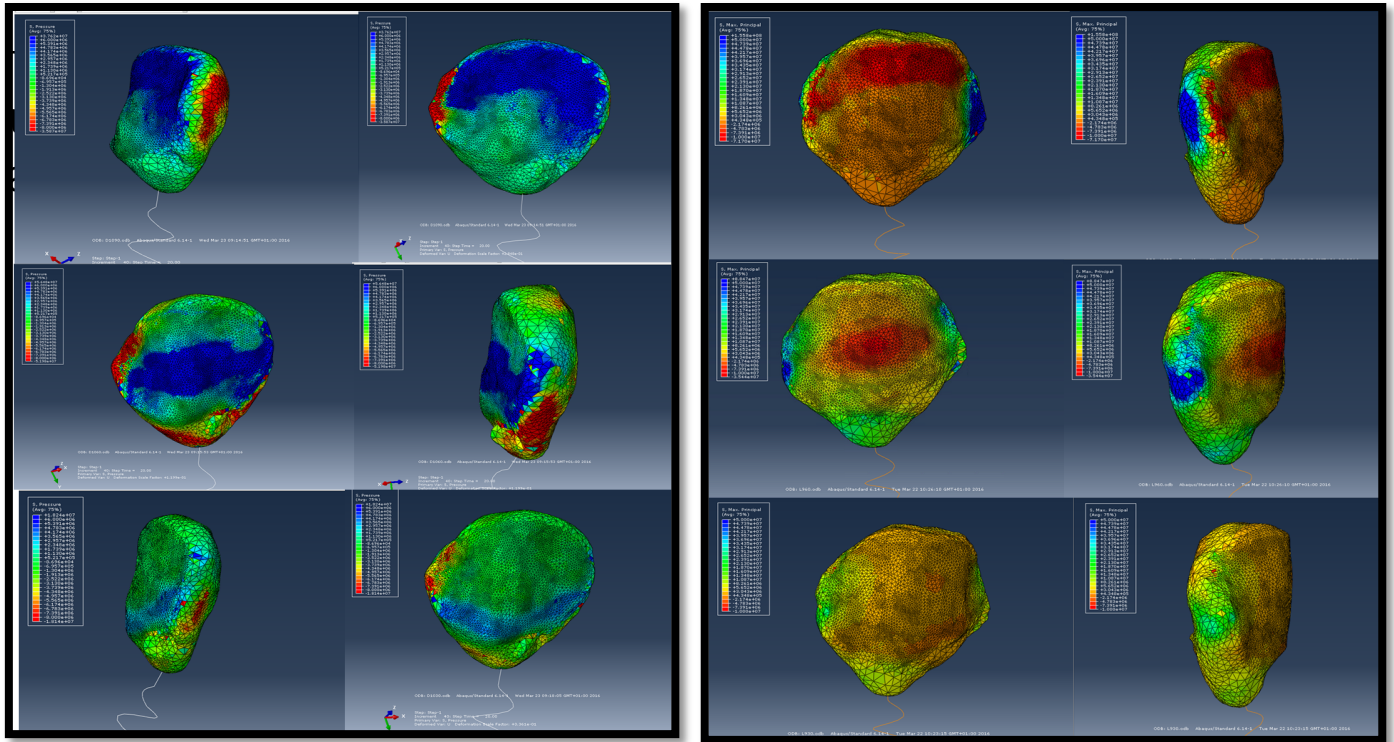


Fig. 156; Utilización de los mismos límites de contorno para presión y tensión en las tres sentadillas, las cuales se mueven en rangos muy diferentes de magnitud. Ello hace que en la sentadillas a 90° y 60° los contornos no sean discriminativos

En la Figura 156 se han utilizado los mismos límites de contornos (límite de stress de -10 Mega pascales y de presión de 6 Mega pascales) para todos los casos, lo cual hace que al tratarse de valores con magnitudes muy distintas estos contornos no resulten discriminativos. En los casos de presiones y tensión más altos (90° de flexión) se agrupan muchos valores en pocos contornos, lo que resulta en un color homogéneo (azul para presión y rojizo para stress), sin poder discernir dentro de los mismos distintos valores. A los 30°, dónde apreciamos valores más bajos, sí que con estos límites podemos apreciar con mayor precisión el área concreta de la rótula sometida a las mayores presiones y tensiones. Antes de exponer los resultados vamos a exponer el método de elección de los valores de presión y tensión correlacionados con el dolor.

5.3) Variables resultantes seleccionadas

Las variables de interés que se seleccionaron son aquellas que se correlacionan con el dolor anterior de rodilla(20, 27, 266, 274, 281). Puesto que su mecanismo fisiopatológico es el aumento de presión que experimentan los mecano-receptores de la cara posterior de la rótula, se decidió obtener como variables de interés (variables dependientes) unas que representasen los valores picos (máximos) y otros que representasen el área de la rótula sometida a los percentiles

de mayor fuerza, es decir, las superficie posterior de cada rótula sometida a los umbrales mas elevados de tensión o stress(27, 274, 281).

- Las variables que hacen referencia a valores picos, las obtuvimos seleccionando el elemento (tetraedro) de la cara articular que tras el análisis experimentó los mayores valores de presión y tensión.

- La segunda variable, área de la zona articular sometida al intervalo de tensiones elevados, se realizó cambiando los valores umbrales a expresar. Para ello se aplicó un valor umbral de tensión elevado con lo cual quedan delimitadas las zonas de mayor “sufrimiento rotuliano”. Una vez obtenidas estas áreas de stress elevado, se relativizó la superficie de las mismas entre el total de la superficie articular de cada espécimen.

Otras variables como el desplazamiento o las tensiones mínimas no eran de interés en este trabajo, pudiendo

representar en esta fase de post-procesado mediante videos la adaptación de la rótula a las fuerzas en cada sentadilla en función del tiempo junto con el desplazamiento. Estas adaptaciones que no pueden incluirse en el manuscrito expresan una distribución de las fuerza tiempo-dependientes muy intuitivas.

5.3.1) Valores máximos de presión y tensión

Para el primero de los dos propósitos se recogió la tensión máxima en la cara posterior de la rótula y la presión máxima en la cara posterior de la rótula. Se decidió recoger ambas variables ya que la presión recoge la fuerza por unidad de superficie en la cara articular, mientras que la

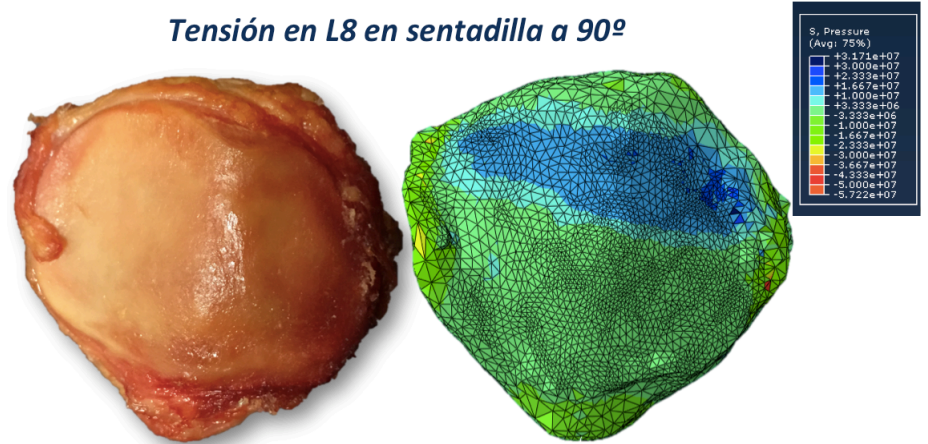


Fig. 157; Representación de los valores máximos de tensión

Porcentaje del área articular de D4 sometido a tensión alta en la sentadilla a 60 grados

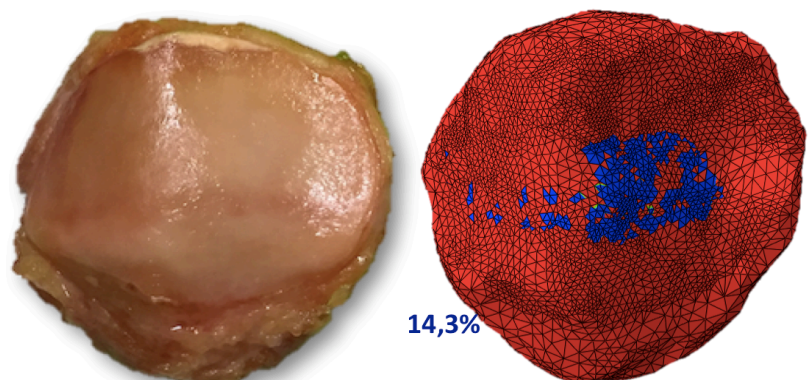


Fig. 158; Representación de la proporción de cara articular sometida a valores elevados de tensión

tensión o stress expreso algo más, expresa como el propio objeto responde a esa presión al absorber esa energía.

En el caso de la presión los valores de interés serán los de presiones máximas, que rondarán como veremos cifras de 40 Mega-pascales para la sentadilla a 90 grados y de 4 MPa para la misma a 30 grados de flexión.

En el caso de la tensión o stress máximo, los valores de interés serán aquellos que sean negativos, es decir el stress de reacción a la presión aplicada en la cara posterior de la rótula por el fémur. Estos rondarán valores de 30 MPa para la sentadilla a 90° y de 5 MPa para los 30°, por lo que como vemos ambas variables están íntimamente correlacionadas

Se decidió utilizar colores fríos para representar los valores de presión (valores máximos en azul oscuro) y colores cálidos para la tensión máxima (rojo para valores negativos máximos). La localización de la región de la cara posterior dónde se encuentran estos valores máximos resulta fácil de localizar con la representación gráfica de los contornos. Dentro de los contornos que corresponden a los valores umbrales máximos podemos cuantificar la presión y tensión soportada por cada elemento, permitiendo el propio software Abaqus localizar de manera automática el valor máximo de ambas

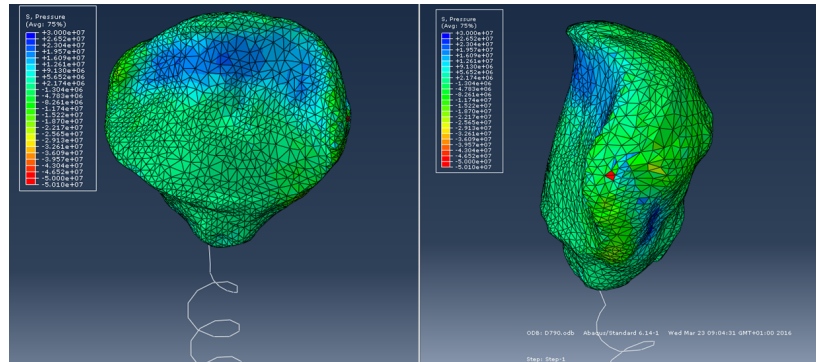


Fig. 159; Utilización de colores fríos para representar la presión máxima

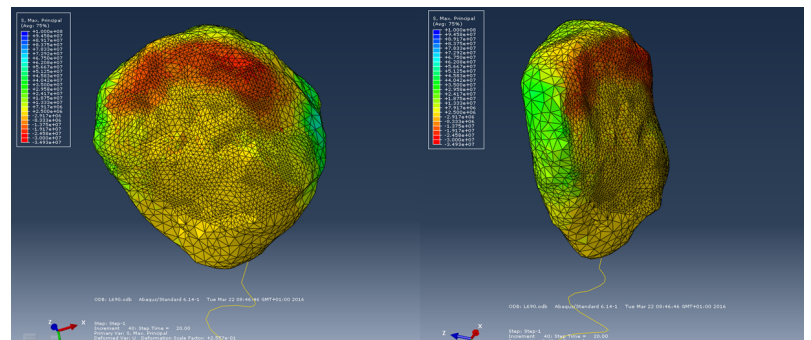


Fig. 159; Utilización de colores cálidos para representar la tensión o stress máximos

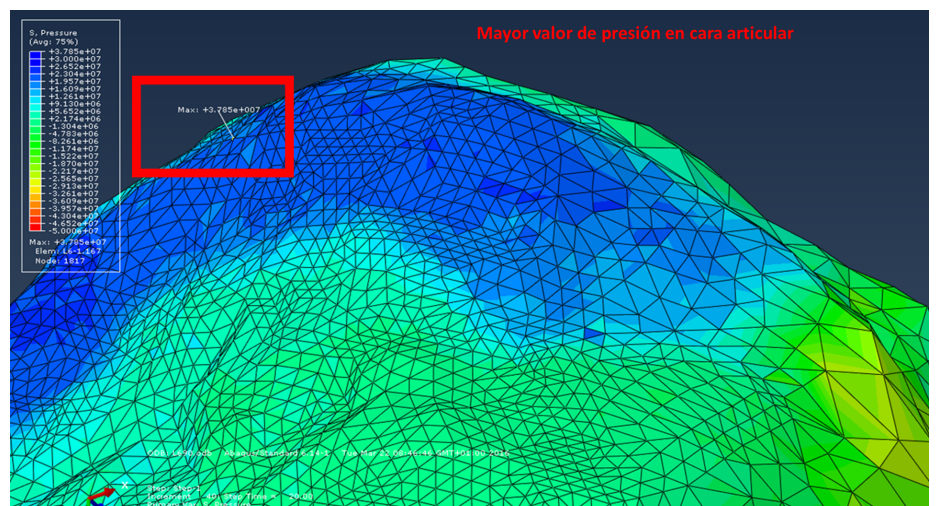


Fig. 161; Localización automática del elemento (tetraedro) con una mayor presión

variables. A continuación debemos verificar que esta valor corresponde a un punto en la cara articular, ya que en nuestra hipótesis los valores de interés serán los causados por la acción del fémur, en otras palabras, por la fuerza de reacción causante del dolor anterior de rodilla. En menos de un 7% de las simulaciones, el punto de tensión máxima se localizaba en una inserción ligamentosa o tendinosa, los cuales no son de interés por lo que estos valores no se tuvieron en cuenta y se buscó el valor máximo de ambas fuerzas en la cara articular dentro de los contornos con mayor intensidad. Esta actuación está en relación a que las fuerzas tangenciales (no normales) en las inserciones, causantes de entesopatías no son el objeto del estudio de este trabajo.

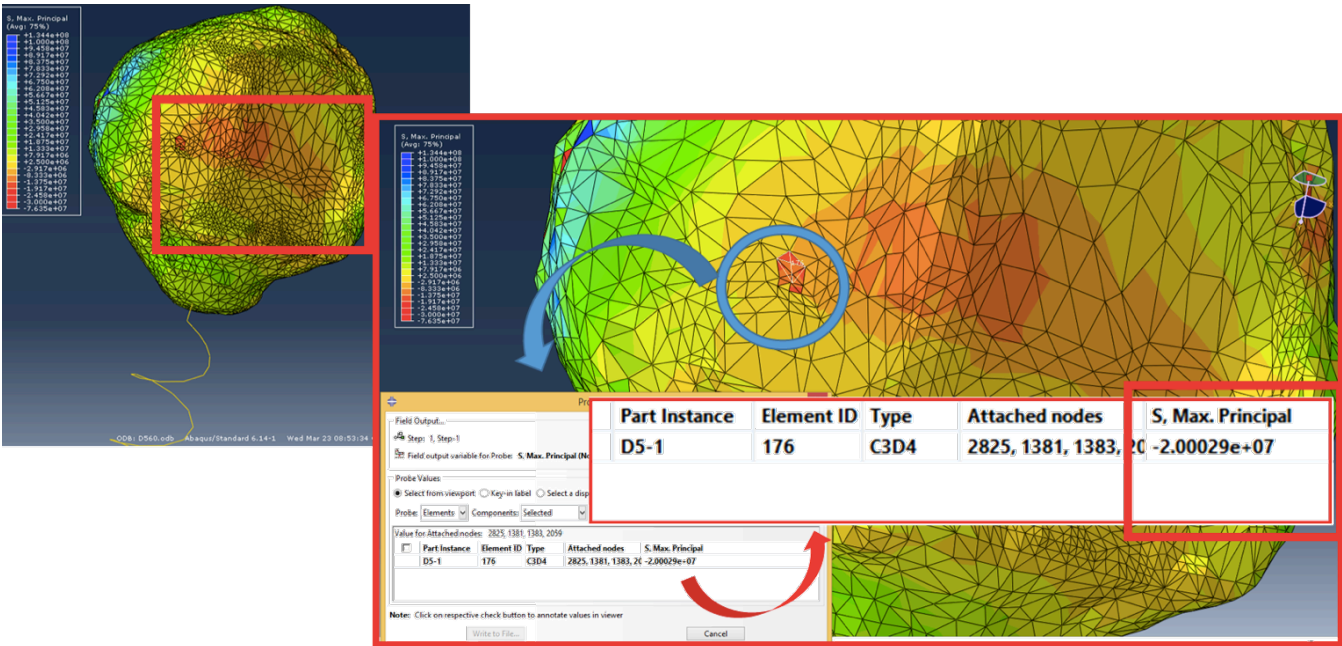


Fig. 162; Localización manual del elemento perteneciente al área articular que soporta una mayor tensión

En los casos en que dentro de una misma rótula el rango de presiones y tensiones fue muy amplio, y por tanto los límites de contornos no resultaban muy discriminativos, se aisló el área articular de contacto. Allí es dónde se concentran los valores mas elevados de interés, ya que no hay ninguna inserción.

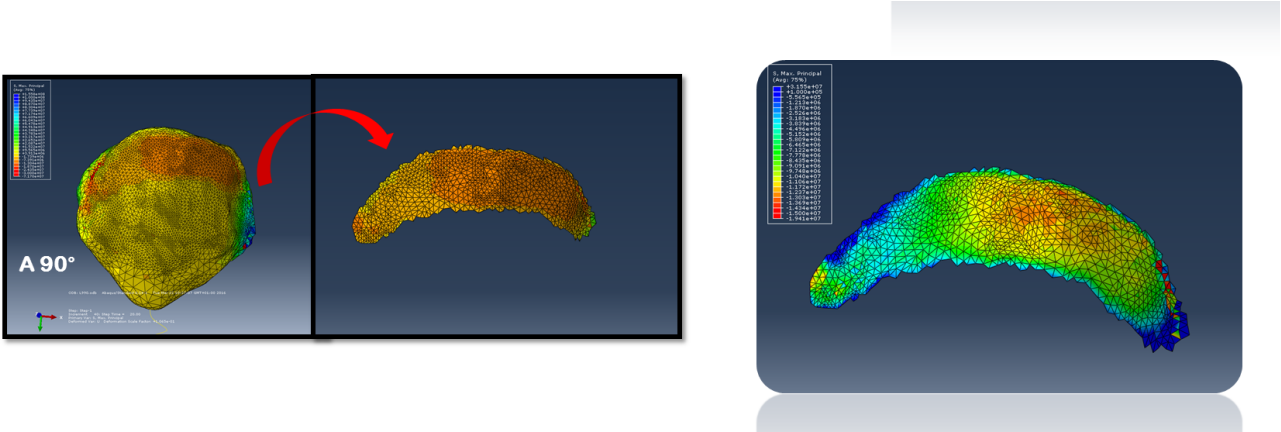


Fig. 163 Aislamiento del área articular de contacto femoro-patelar para ajustar

Una vez aisladas estas carillas se reajustaron los límites de contorno, para apreciar en detalle las distribución de las fuerzas dentro de la zona de contacto y conocer los mayores valores que corresponden a la variable de interés.

Con esta metodología se pudo comprobar además que las tensiones máximas que obtenemos son consecuencia de la carga del fémur, que es una fuerza de reacción o fuerza normal. Esta fuerza es perpendicular al plano de actuación de la rótula tal y como se muestra en la Figura 164.

Para esta representación nos servimos del uso de símbolos de dirección del stress máximo en el espacio, así como la dirección tridimensional de la presión, lo que nos confirma que la distribución principal de estos valores en la superficie articular de la rótula tenía una dirección normal a la superficie (perpendicular) mientras que en las estructura de retención la dirección de la fuerza fue tangencial.

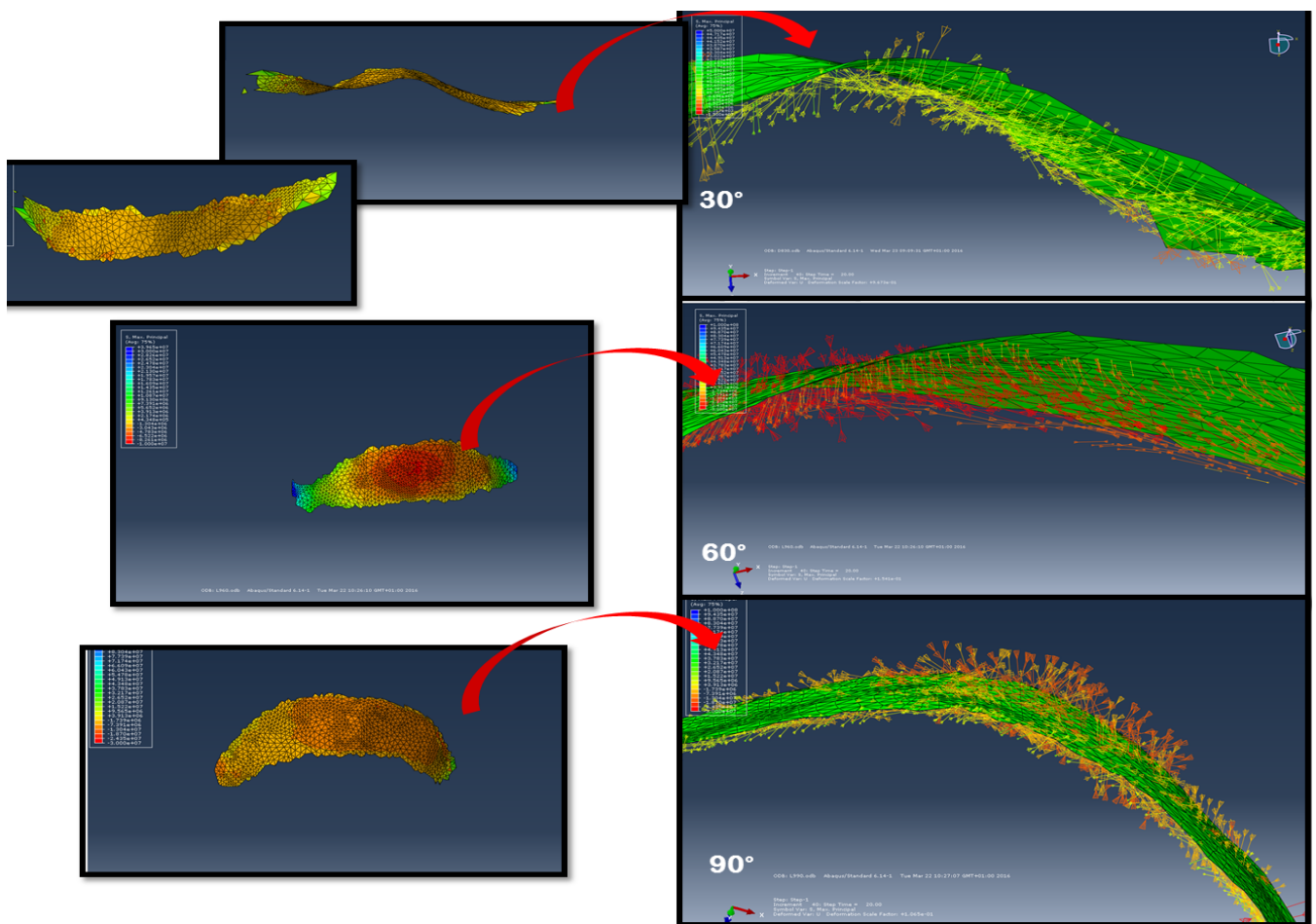


Fig. 164; Fuerzas normales y su magnitud en una sentadilla a 30° a 60° y a 90° para una misma rótula

En este apartado de valores máximos se recopilaron las siguientes distribuciones de las variables:

- **Valores máximos de presión a 90° en los tres tipos de rótulas**
- **Valores máximos de tensión a 90° en los tres tipos de rótulas**
- **Valores máximos de presión a 60° en los tres tipos de rótulas**
- **Valores máximos de tensión a 60° en los tres tipos de rótulas**
- **Valores máximos de presión a 30° en los tres tipos de rótulas**
- **Valores máximos de tensión a 30° en los tres tipos de rótulas**

5.3.2) Área articular sometida a tensiones elevadas

Para representar el área que soporta cada rótula sometida a fuerzas elevadas, se representó sobre la rótula el área de la superficie articular que soporta fuerzas por encima del percentil 85. Se decidió actuar de esta manera ya que si bien está claro el mecanismo de hiper-estimulación de los receptores sensoriales, no está claro si el dolor es por aumento extremo de las fuerzas en un área pequeña, o por un aumento de las fuerzas generalizado. La elección de la cifra de corte en el percentil 85 se hizo en base a la distribución epidemiológica del dolor anterior de rodilla(27, 200, 274, 281). Para ello lo primero era estimar la cifra de fuerza que correspondiera al percentil 85 para cada una de las sentadillas entre las 20 rótulas. Se decidió utilizar la tensión en lugar de la presión, para mostrar el stress de los tejidos.

En este punto se tuvo que decidir que herramienta del programa era mas propicia para determinar las tensiones medias en el área articular en cada ejemplar para cada sentadilla. Puesto que Abaqus tiene como principal aplicación labores de ingeniería, no dispone de herramientas específicas de interés en biomecánica como puede ser el cálculo de las presiones y tensiones máximas medias en un área. Es por ello que con el objetivo de poder comparar áreas entre rótulas sometidas a ciertos valores, lo primero que se tuvo que hacer es una aproximación de los valores medios máximos de tensión en la cara articular. Ello requirió aislar en los resultados la carilla articular de interés (de contacto) en cada sentadilla.

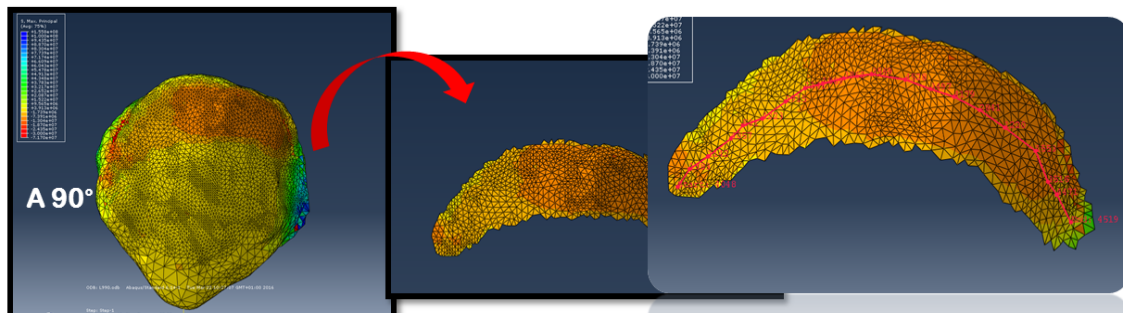


Fig. 165: Extracción de la zona articular de contacto de la rótula para calcular la media de tensión soportada

Estas superficies aisladas fueron las que se utilizaron para el cálculo de las presiones medias máximas en cada rótula. Para ello se utilizó la opción camino (“path”) para crear una línea de registro de valores de presión y tensión dentro del área de contacto, sobre la cual se calcula la media de estas tensiones máximas. Esta sistemática conlleva cierto grado de aleatoriedad para medir la presión media en cada cara de contacto, aunque el valor se aproxime bastante a la media. Es por ello que no se incluyó en el análisis posterior la comparación directamente de estas medias, al no ser un valor totalmente objetivo.

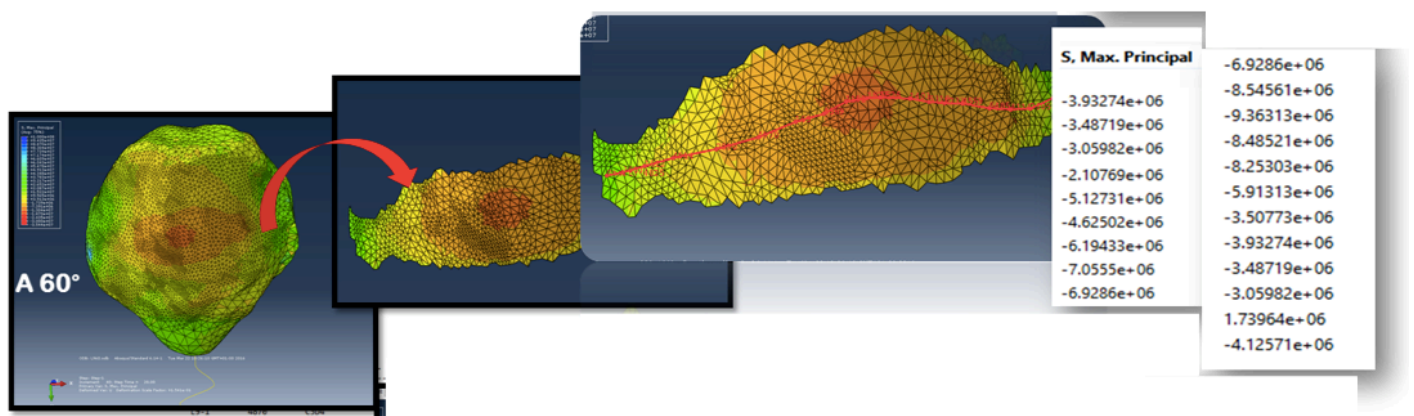


Fig. 166: Calculo de la tensión máxima media en el área de contacto con la herramienta “path”

La manera de trabajar con estas 60 tensiones máximas medias fue la de obtener un valor de tensión para cada una de las tres sentadillas que incluyese el percentil 85 de estos valores. Una

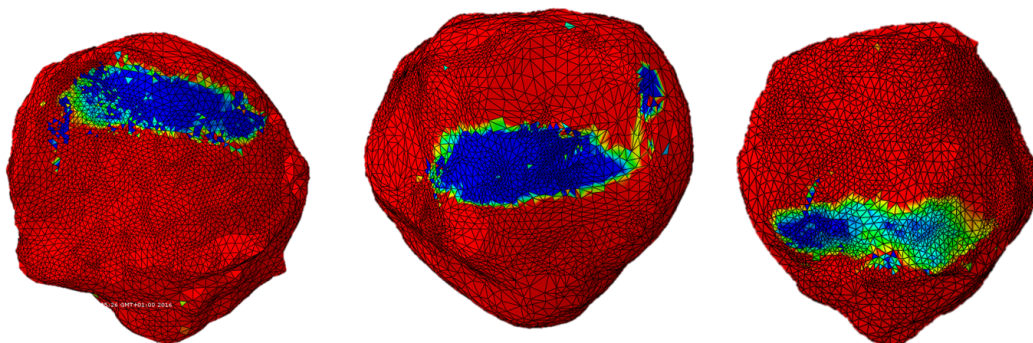


Fig. 167: Representación con contornos del área articular de la rótula sometida a tensiones por encima del percentil 85

vez seleccionados estos 3 valores de corte se representó el área articular de cada rótula por encima de esos valores.

La variable de comparación fue precisamente el área relativa de cara articular de la rótula que experimenta tensiones superiores a esos valores. Mediante la modificación de los límites de contorno establecemos estas áreas para poder medirlas y relativizarlas al total de la superficie articular (ver Figura 168).

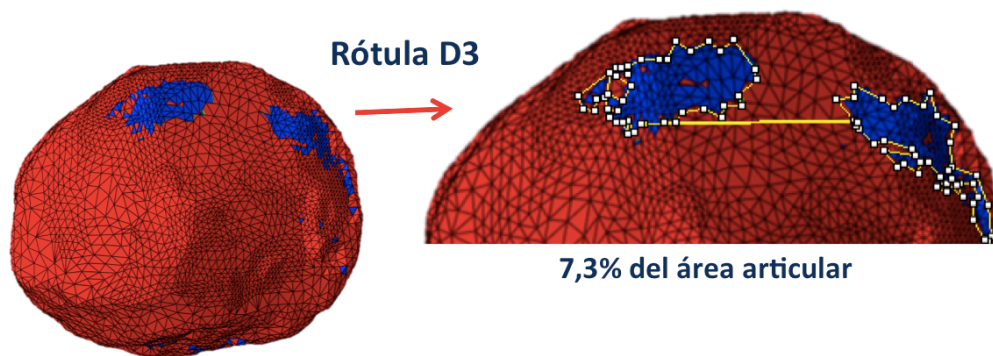


Fig. 168: Cálculo del porcentaje que representa el área sometida a tensiones por encima del percentil 85

Tras aplicar esta metodología a todos los AEF de los tres grupos de sentadilla, los valores resultantes de calcular el percentil 85 de la tensión máxima sobre los 20 ejemplares fueron;

- 12 MPa para la sentadilla a 90°
- 6,4 MPa para la sentadilla a 60°
- 1,1 MPa para la sentadilla a 30°.

Estos valores actuarán como umbral, por lo que todo el área articular que en cada sentadilla experimentó valores inferiores a estas cifras quedó representado como rojo, mientras que los que aquellas zonas con tensiones por encima aparecieron en azul. Esa área azul es el que se relativizó al total del área articular para obtener el porcentaje que actúa como variable de interés.

Todos los resultados (valores máximos y áreas) se analizaron estadísticamente de manera independiente tras establecer la condición de normalidad de las variables para poder aplicar un test de contraste de hipótesis paramétrico. Para ello se utilizó el test de Kolmogorov-Smirnov.

Una vez demostrada la normalidad de ambas variables dependientes (presión y tensión) se utilizó en cada caso el test de análisis de la varianza (ANOVA) para conocer si las diferencias encontradas eran estadísticamente significativas. En los casos que lo fueron, se aplicó a continuación el Test de Comparaciones múltiples de Bonferroni, para establecer que grupo de rótulas soporta unas fuerzas estadísticamente superiores que otro.

6. Resultados

Los resultados de las simulaciones se exponen en dos apartados independientes; primero se van a registrar los resultados para los valores máximos y a continuación para las áreas. Estos resultados se someten a continuación en un tercer apartado a un contraste estadístico.

6.1) Resultados de valores máximos de presión y tensión

6.1.1) Valores máximos de presión a 90° en los tres tipos de rótulas

Tras resolver los análisis de las sentadillas a 90° se obtuvieron valores de presión máximos de entre 14 y 75 Mega-pascales para los 20 ejemplares.

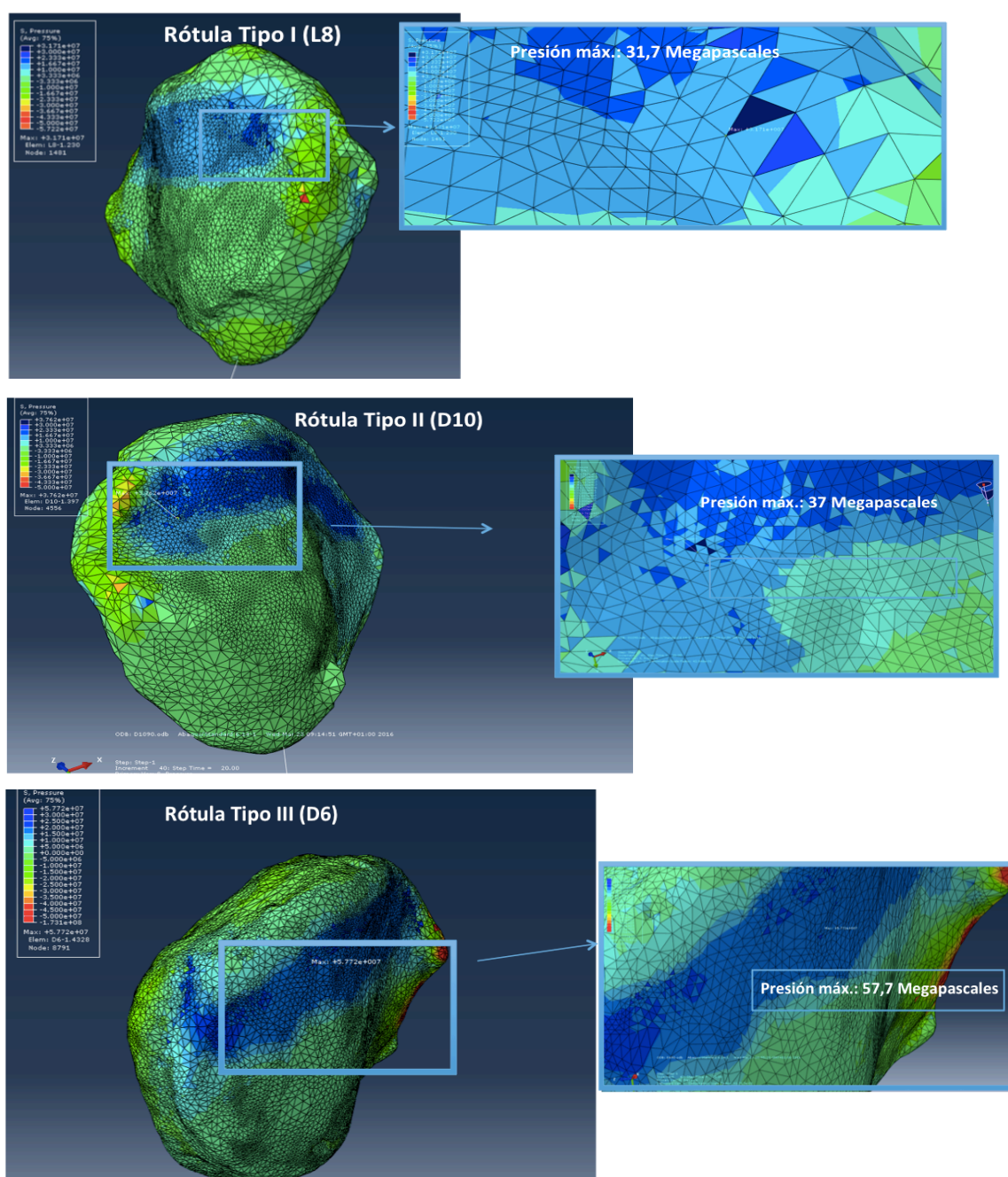
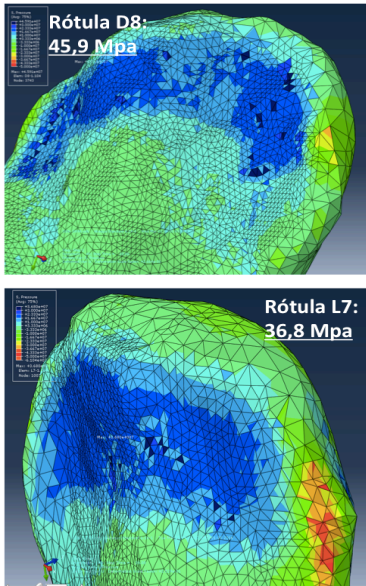


Fig. 169; Localización automática del elemento de la cara articular con mayores valores de Presión para una rótula de cada tipo

Para la obtención de estos valores pico en el caso de la presión se pudo utilizar el método automático de búsqueda del punto máximo en todos los casos. En las Figura 169 se muestra un ejemplo de la localización automática del valor máximo de presión para cada uno de los 3 tipos de rótula.

La magnitud de estos valores de presión máxima fue mayor en los tipos de rótula II y tipo III en comparación con los tipos I. A su vez estos valores fueron mayores en los tipo III que en los tipo II. Posteriormente se mostrará el análisis ulterior para comprobar si estas diferencias fueron estadísticamente significativas.

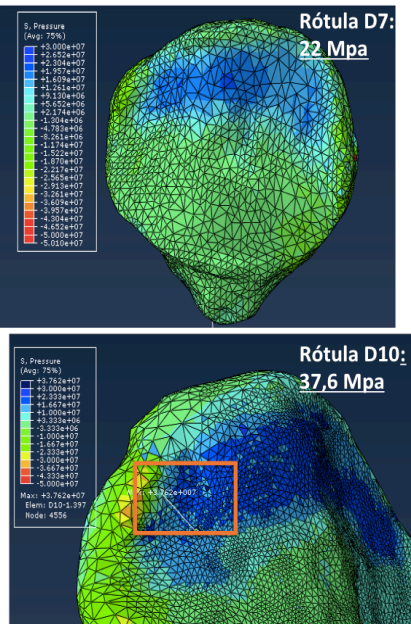
En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 90° fue de 30,5MPa. En la Fig.172 se muestra la tabla con los valores obtenidos para cada una de las 6 rótulas tipo I, expresados en unidades internacionales. Vemos como estos valores se mueven en un rango de entre 14 y 45,9 MPa.



Rótulas tipo I	Presión máxima
D5	3,43E+07
D8	4,59E+07
L1	2,04E+07
L7	3,68E+07
L8	3,17E+07
L9	1,42E+07

Fig. 170; Magnitud de presión máxima en las rótulas tipo I

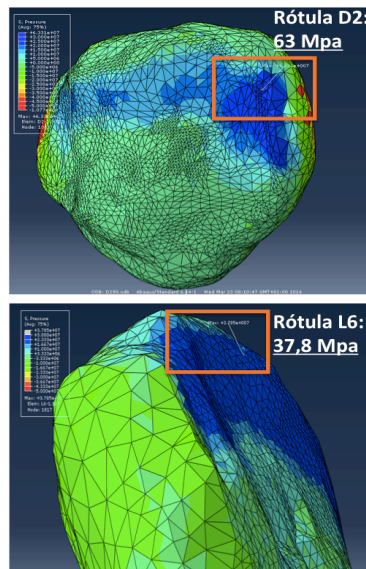
En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 90° fue de 37,6 MPa. En la Fig. 173 se muestra la tabla con los valores obtenidos para cada una de las 7 rótulas tipo II, de nuevo expresado en Pascales. En este subgrupo los valores de presión máxima van desde los 22 MPa hasta los 75 Mpa.



Rótulas Tipo II	Presión máxima
D3	7,52E+07
D4	4,10E+07
D7	2,20E+07
D9	2,42E+07
D10	3,76E+07
L2	2,33E+07
L10	3,96E+07

Fig. 171; Magnitud de presión máxima en las rótulas tipo II

En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 90° fue de 53,1 MPa. En la Fig.174 se muestra la tabla con los valores obtenidos para cada una de las 7 rótulas tipo III. En este subgrupo de rótulas (las más asimétricas en cuanto a su carilla posterior) los valores encontrados fueron desde los 42 MPa hasta los 74 MPa.



Rótulas Tipo III	Presión máxima
D1	4,22E+07
D2	6,33E+07
D6	5,77E+07
L3	3,30E+07
L4	7,45E+07
L5	6,34E+07
L6	3,78E+07

Fig. 172; Magnitud de presión máxima en las rótulas tipo III

Tal y como se aprecia en las tablas, durante la realización de una sentadilla a 90° las rótulas tipo III soportan valores de presión mayores que las tipo II, y las tipo II mayores que las tipo I. En el cuadro se agrupan las medidas de centralización que utilizaremos en el contraste de hipótesis.

- En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 90° fue de 30,5 MPa.
- En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 90° fue de 37,6 Mega pascales.
- En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 90° fue de 53,1 Mega pascales.

6.1.2) Valores máximos de tensión a 90° en los tres tipos de rótulas

En los mismos análisis de las sentadillas a 90° mostrados en el apartado de presión, se representó en la fase de post-procesado la tensión máxima experimentada por los tejidos de la rótula. En este caso como se ha mostrado previamente las tensiones de interés son la de mínima tensión, es decir, las negativas de mayor magnitud. En las zonas de inserción de ligamentos se aprecian tensiones elevadas positivas, representadas con colores fríos, las cuales de nuevo al no ser de interés no se registraron.

Tal y como se aprecia en la Figura 173, Se utilizó el método automático de detección del elemento con mayor tensión en todos los casos menos en 3 de ellos en los que se utilizó el método manual.

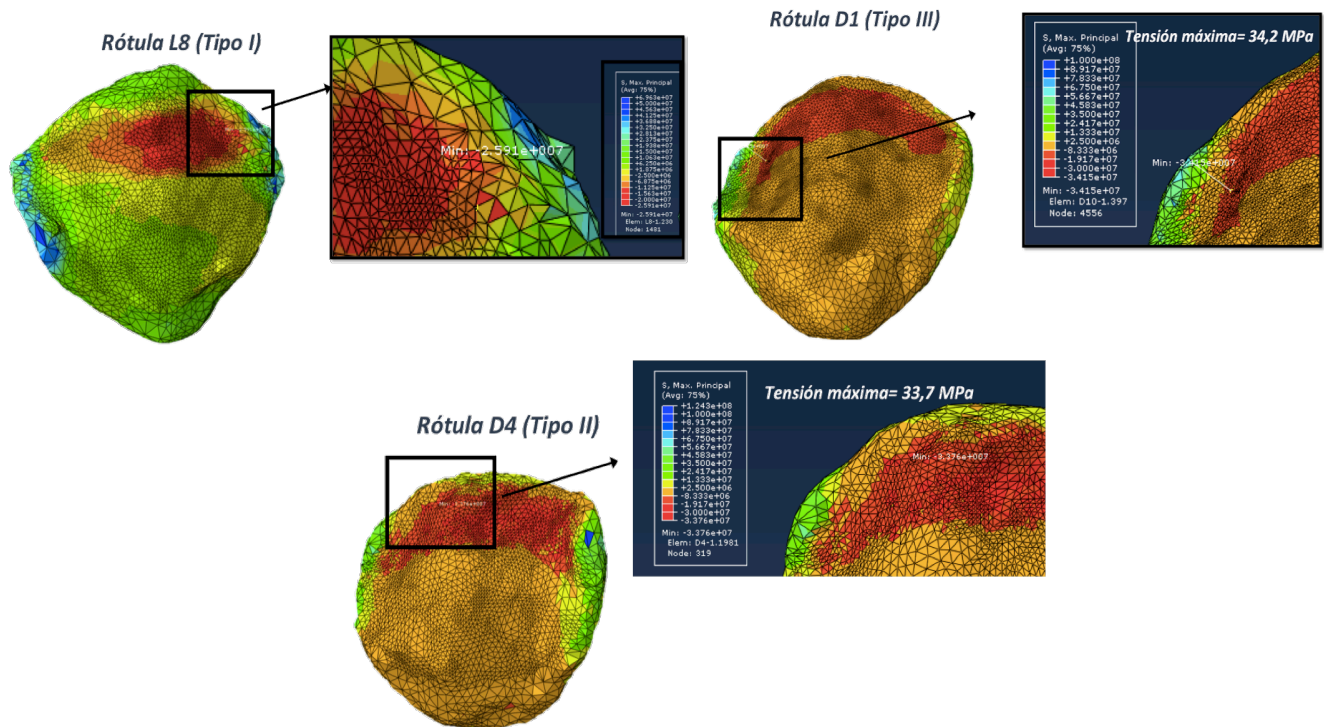


Fig. 173: Localización del elemento con mayor tensión en la sentadilla a 90° para los tres tipos de rótulas

Los valores pico de tensión en la sentadilla a 90° se situaron entre 18 y 48 Mega-pascales para los 20 ejemplares. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 174.

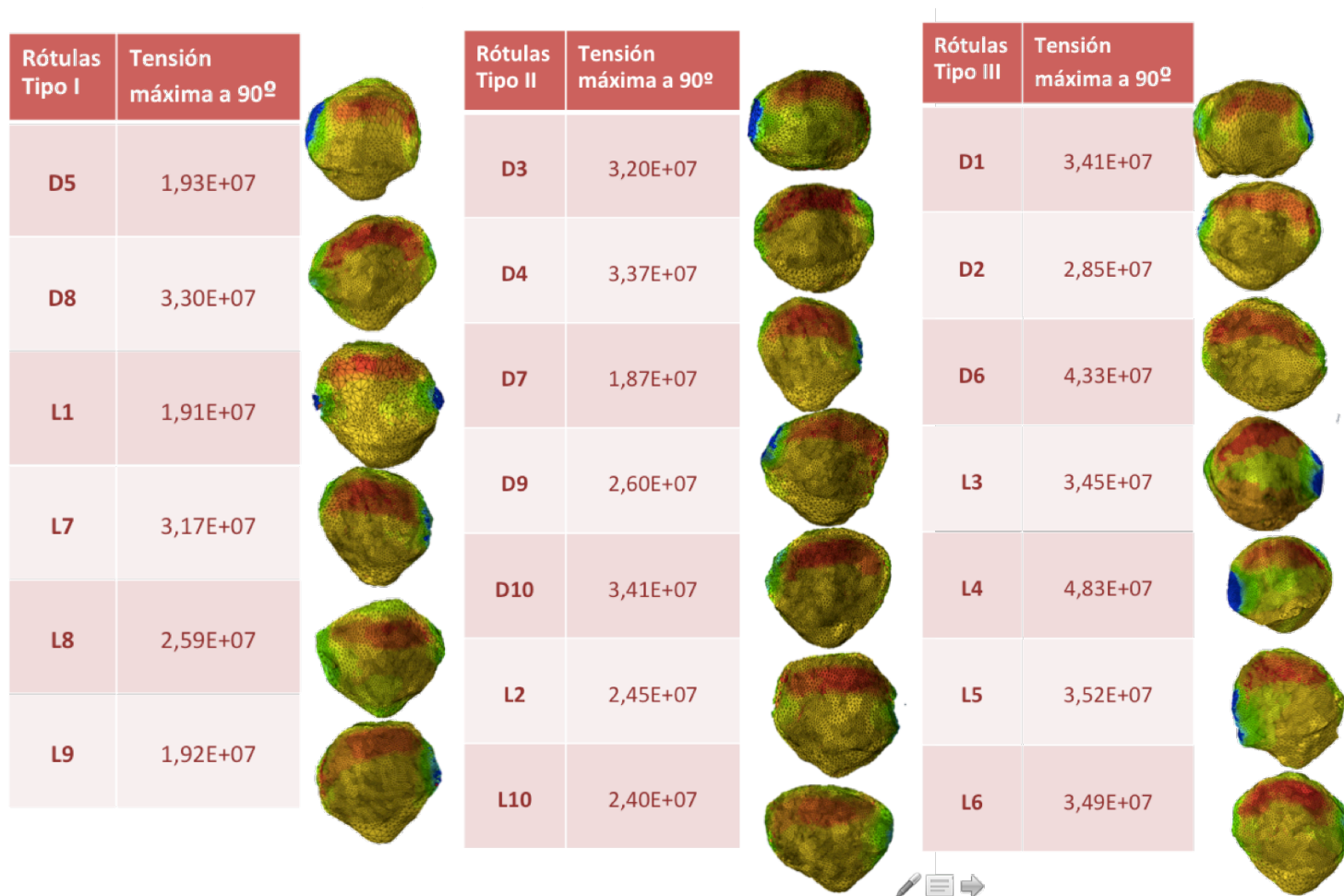


Fig. 174: Valores máximos de tensión en la sentadilla a 90° para los tres tipos de rótulas

Tal y como se aprecia en la Figura 174, durante la realización de una sentadilla a 90° las rótulas tipo III soportaron valores de tensión mayores que las tipo II, y las tipo II mayores que las tipo I. En el cuadro se agrupan las medidas de centralización que se utilizaron en el contraste de hipótesis.

- En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 90° fue de 24,7 MPa.
- En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 90° fue de 27,6 MPa.
- En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 90° fue de 37 MPa.

6.1.3) Valores máximos de presión a 60° en los tres tipos de rótulas

Tras resolver los análisis de las sentadillas a 60° se utilizó la localización automática del elemento con mayor valor de presión, encontrándose en todos los casos en la zona articular de contacto femoro-patelar. De nuevo se muestran 3 ejemplos de esta localización, uno para cada tipo de rótula en la Figura 175.

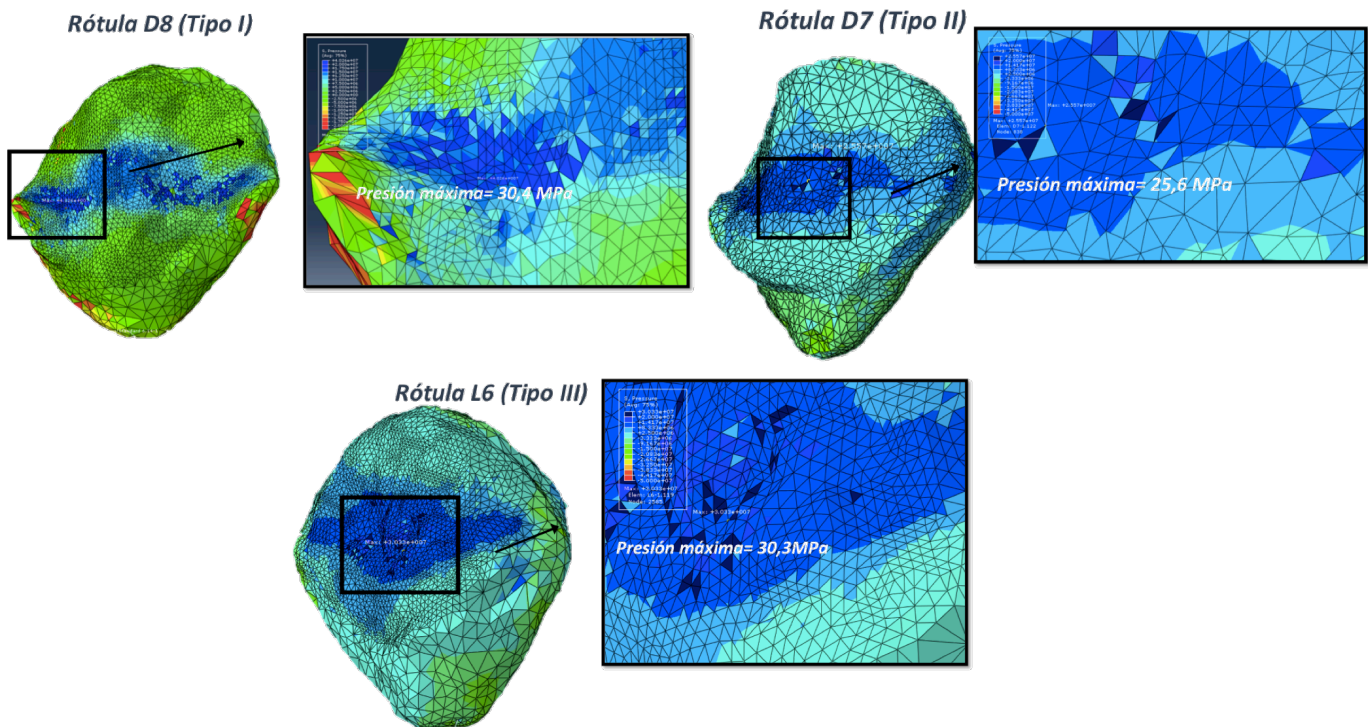


Fig. 175: Localización automática del elemento con mayor presión en la sentadilla a 60° para los tres tipos de rótulas

Se obtuvieron valores de presión máximos de entre 8,9 y 44 Mega-pascales para los 20 ejemplares. En la Figura 178 se muestran las presiones máximas obtenidas para cada ejemplar en la sentadilla a 60°

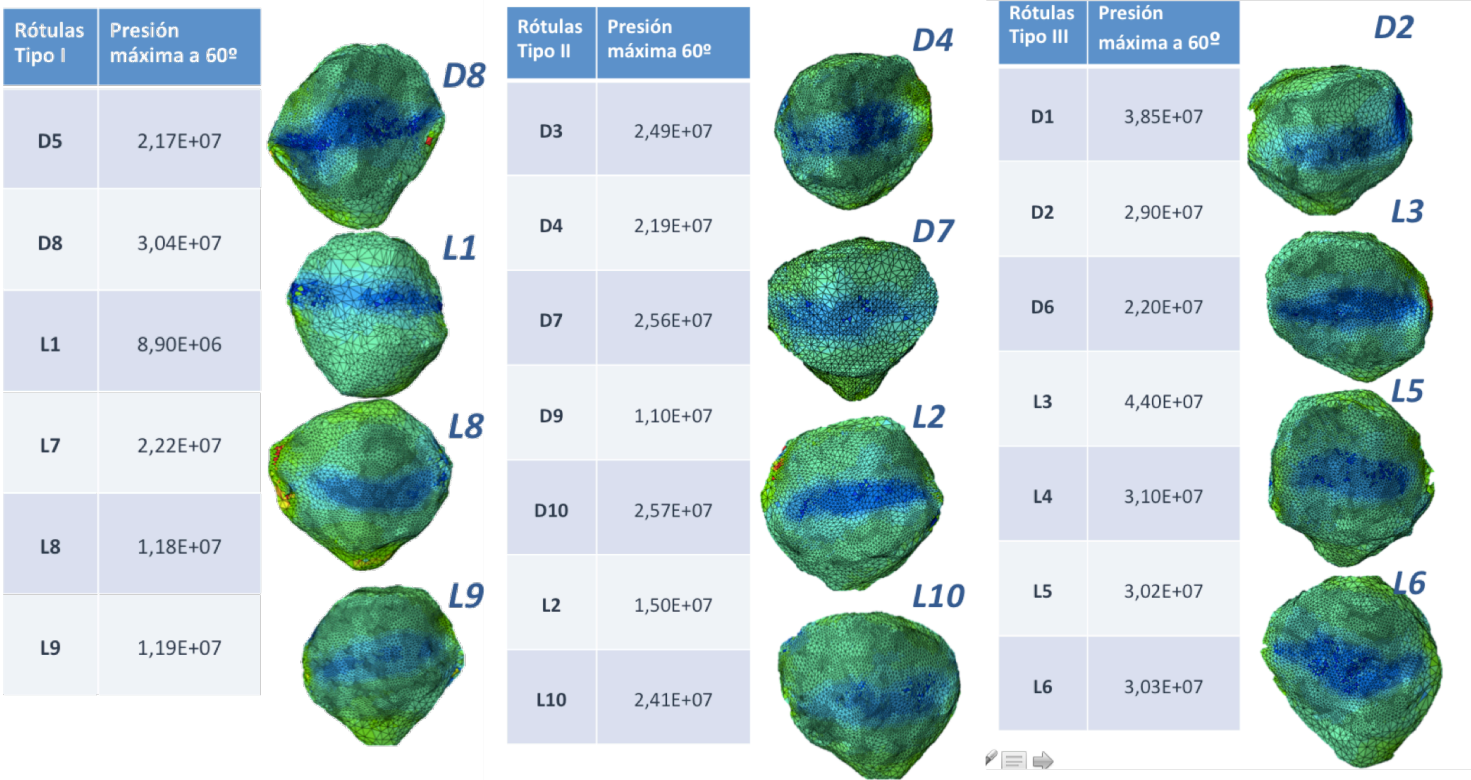


Fig. 176: Valores máximos de presión en la sentadilla a 60º para los tres tipos de rótulas

Tal y como se aprecia en las tablas, durante la realización de una sentadilla a 60º las rótulas tipo III soportan valores de presión mayores que las tipo II, y las tipo II mayores que las tipo I. En el cuadro se agrupan las medidas de centralización que se utilizaron en el contraste de hipótesis.

- En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 60º fue de 18 Mega pascales
- En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 60º fue de 21,2 Mega pascales
- En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 60º fue de 32 Mega pascales

6.1.4) Valores máximos de tensión a 60º en los tres tipos de rótulas

En los mismos análisis de las sentadillas a 60º mostrados en el apartado de presión, se representó en la fase de post-procesado la tensión máxima experimentada por los tejidos de la rótula. En este post-procesado hubo que utilizar en 4 de los 20 casos la búsqueda manual de la

mayor tensión negativa ya que la automática la situaba fuera del área articular en 4 casos, se muestra un ejemplo en la Figura 177.

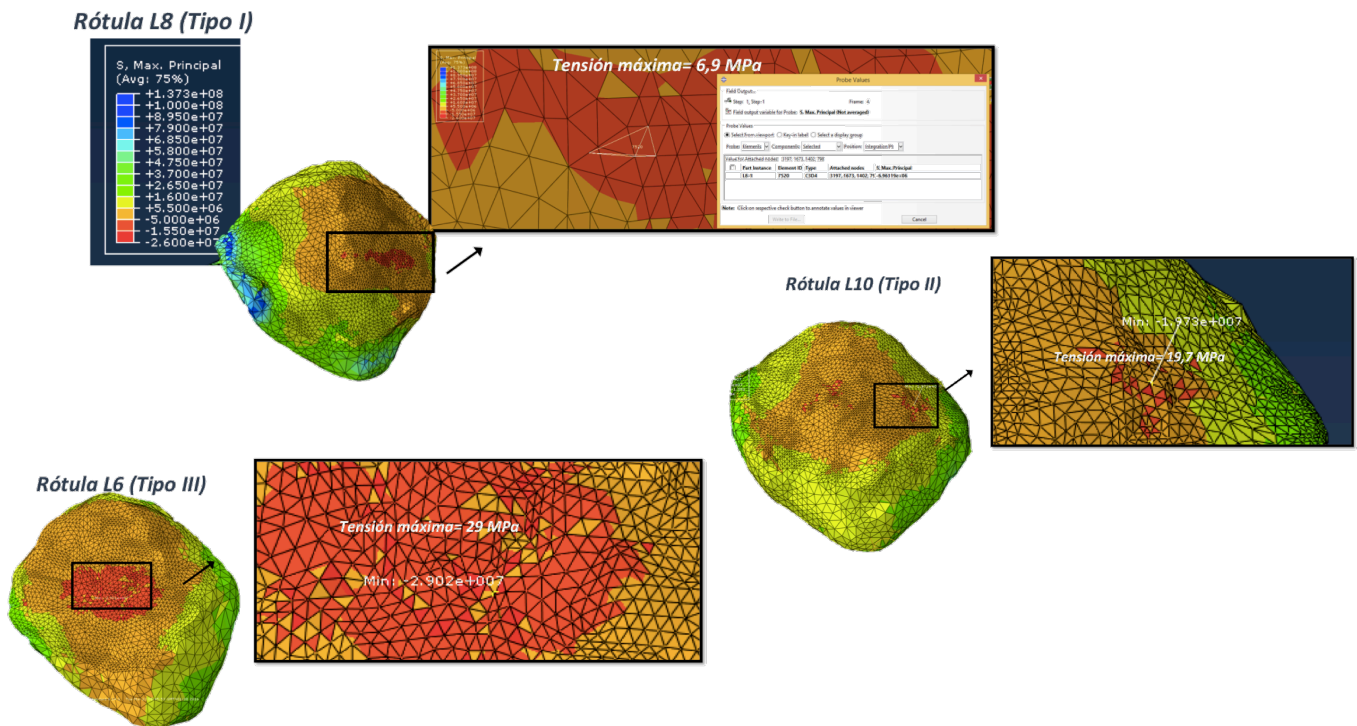


Fig. 177: Localización automática y manual de los elementos con mayor tensión en la sentadilla a 60

Los valores pico de tensión en la sentadilla a 60° se situaron entre 6,9 y 43 Mega-pascales para los 20 ejemplares, siendo sus medidas de centralización las siguientes

- En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 60° fue de 17 MPa.
- En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 60° fue de 25 Mega pascales.
- En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 60° fue de 28 Mega pascales.

De nuevo en la sentadilla a 60° la tensión experimentada fue mayor en las rótulas III que en las II y en estas que en las tipo I. En la Figura 178 se muestra la medición de cada uno de los ejemplares.

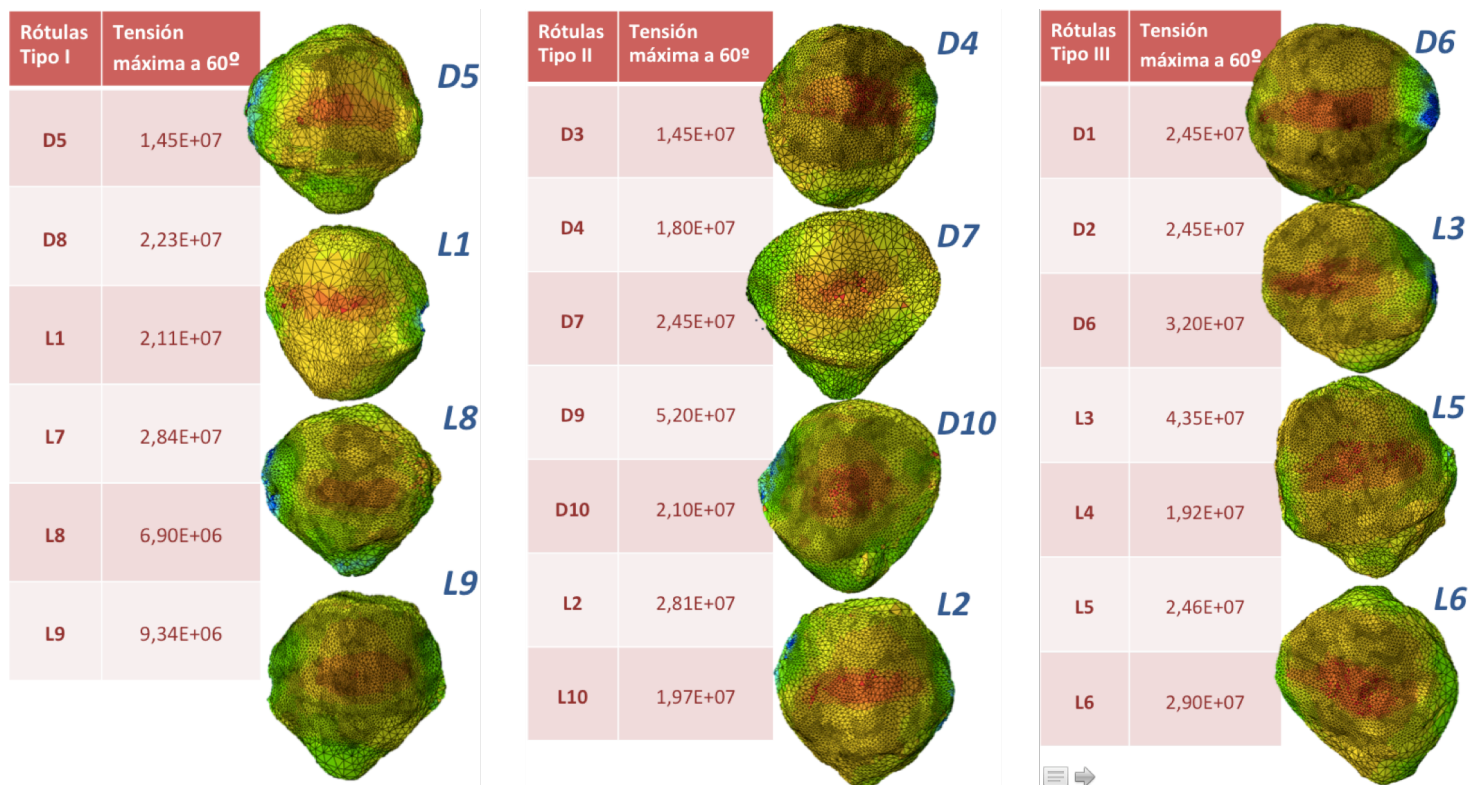


Fig. 178: Valores de mayor tensión en la sentadilla a 60º en los tres tipos de rótulas

6.1.5) Valores máximos de presión a 30º en los tres tipos de rótulas

Tras resolver los análisis de las sentadillas a 30º se reutilizó el método automático para la localización de los valores máximos, siendo un elemento articular en todos los casos.

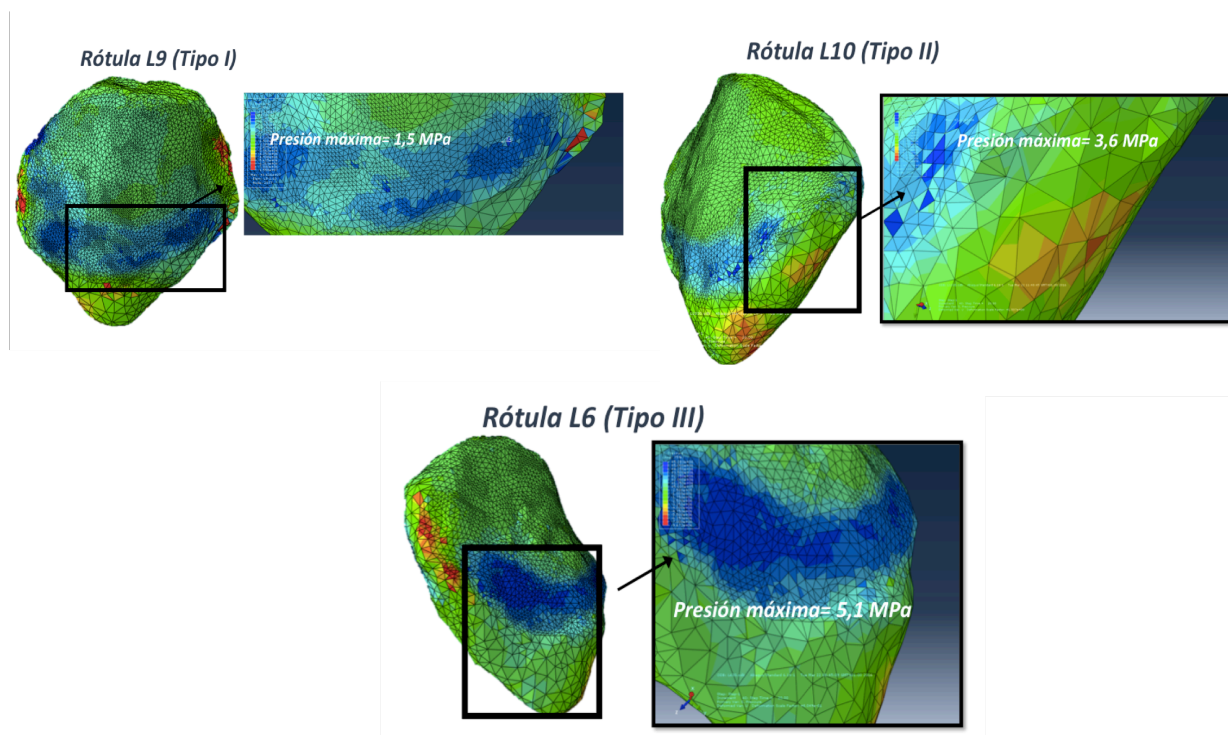


Fig. 179: Localización automática del elemento con mayor presión en la sentadilla a 30º para los tres tipos de rótulas

Se registraron valores de presión máximos de entre 1,4 y 7,2 Mega-pascales para los 20 ejemplares. En la Figura 182 se muestran las presiones máximas obtenidas para cada ejemplar en la sentadilla a 30°.

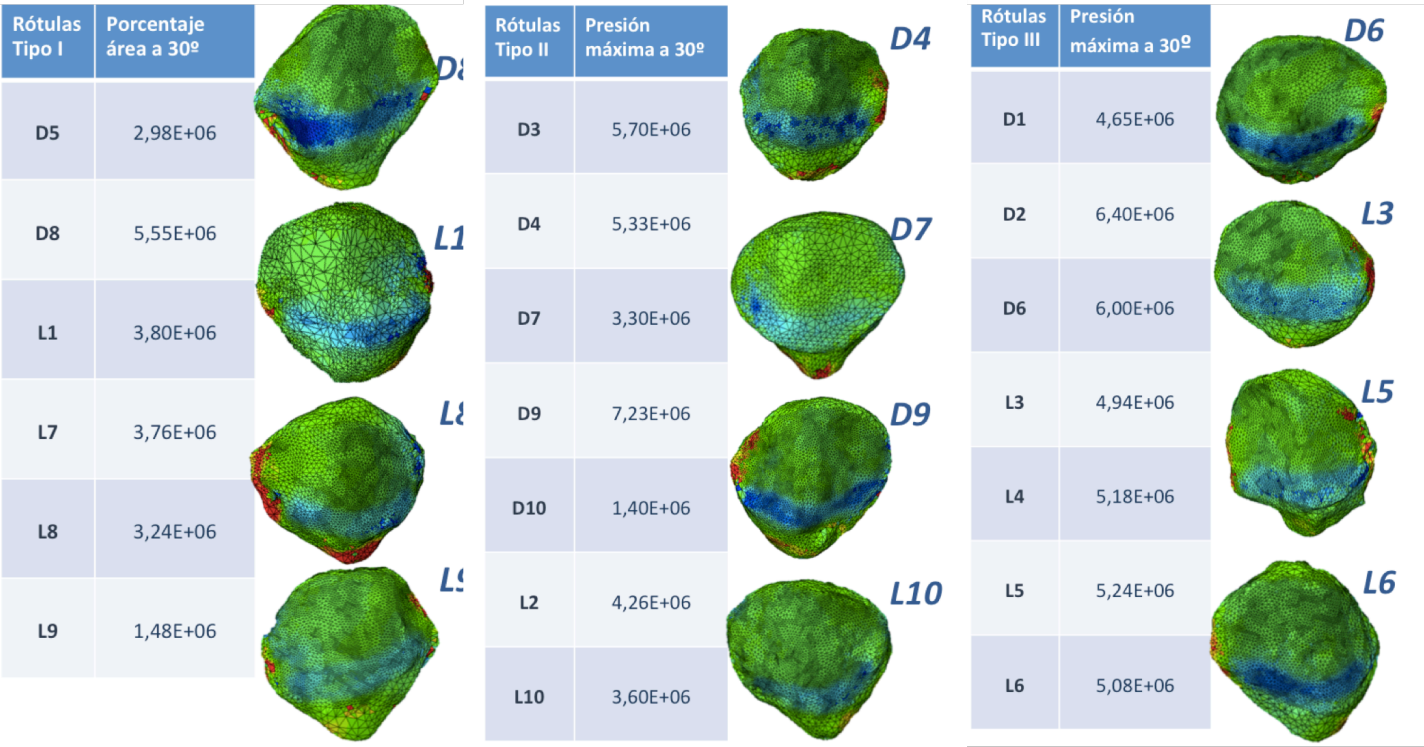


Fig. 180: Valores máximos de presión en la sentadilla a 30° para los tres tipos de rótulas

Tal y como se aprecia en la figura, durante la realización de una sentadilla a 30° las rótulas tipo III soportaron valores de presión mayores que las tipo II, y las tipo II mayores que las tipo I. En el cuadro se agrupan las medidas de centralización que se utilizaron en el contraste de hipótesis.

- En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 30° fue de 3,4 Mega pascales
 - En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 30° fue de 4,4 Mega pascales
 - En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de presión para la sentadilla a 60° fue de 5,4 Mega pascales

6.1.6) Valores máximos de tensión a 30° en los tres tipos de rótulas

Aplicando la misma metodología se registraron los valores de tensión para la sentadilla a 30°. En este caso se utilizó la localización automática de los valores en 18 casos y manual en 2 de los

casos. Los valores pico de tensión en la sentadilla a 30° se situó entre 0,95 y 9 Mega-pascales para los 20 ejemplares. Los resultados obtenidos se muestran en la Figura 181;

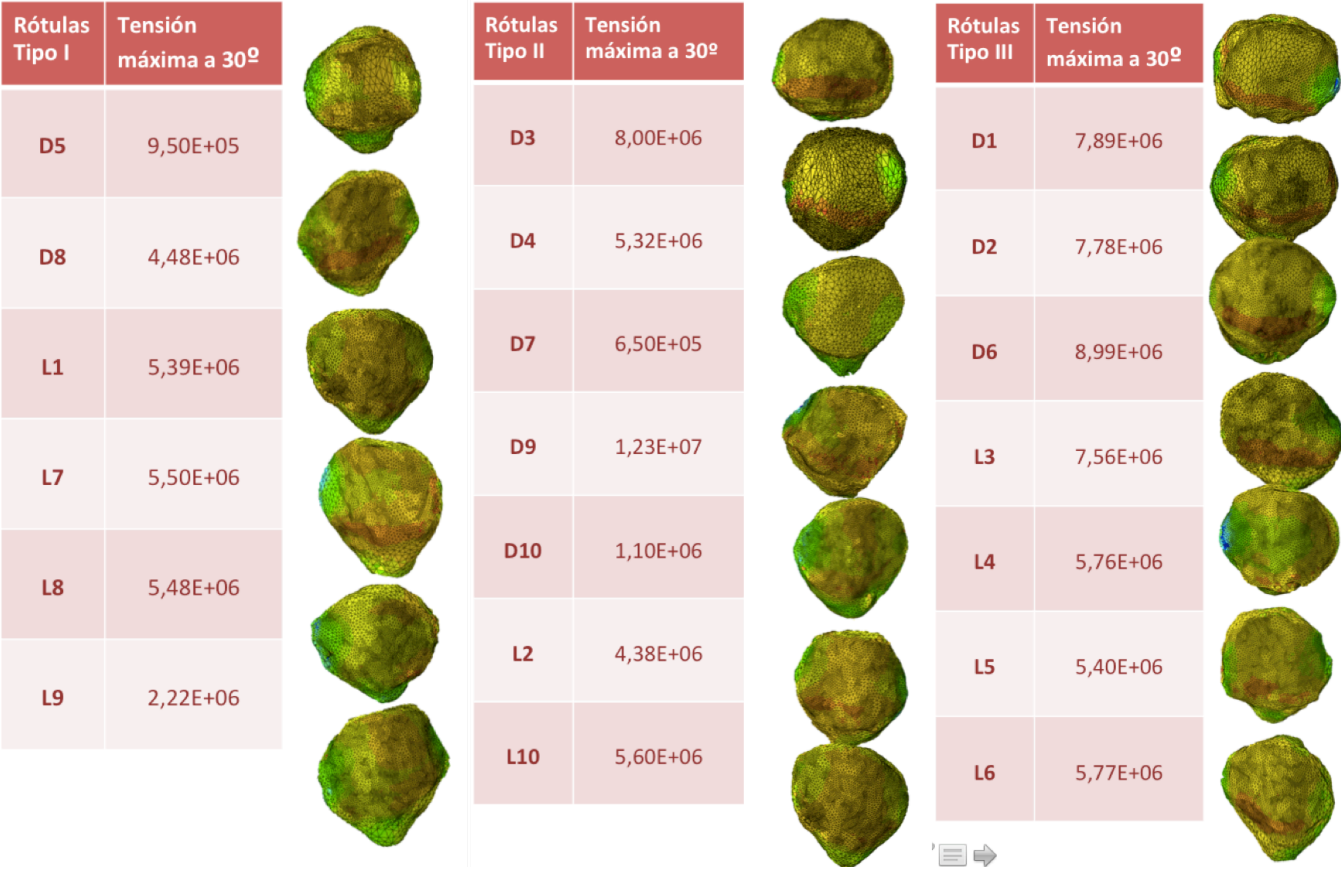


Fig. 181: Valores de mayor tensión en la sentadilla a 30° en los tres tipos de rótulas

De nuevo se concluye que durante la realización de una sentadilla a 30° las rótulas tipo III soportan valores de tensión mayores que las tipo II, y las tipo II mayores que las tipo I. En el cuadro se agrupan las medidas de centralización que se utilizaron en el contraste de hipótesis

- En el grupo de rótulas tipo I la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 30° fue de 4 MPa.
 - En el grupo de rótulas tipo II la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 30° fue de 5,3 Mega pascales.
 - En el grupo de rótulas tipo III la media de los valores máximos de tensión para la sentadilla a 30° fue de 7 Mega pascales.

6.2) Resultados de área articular sometida a tensión superior al percentil 85

Tras realizar la resolución de los trabajos para las tres sentadillas, se restablecieron los límites de contorno para resaltar el área articular con tensiones elevadas, es decir, “el área de sufrimiento rotuliano”. Como se expuso previamente los valores de tensión resultantes de calcular el percentil 85 de la tensión máxima sobre los 20 ejemplares de rótula para cada sentadillas fueron;

- 12 MPa para la sentadilla a 90°
- 6,4 MPa para la sentadilla a 60°
- 1,1 MPa para la sentadilla a 30°.

Una vez delimitados los contornos de sufrimiento, se reutilizó el plano antero-posterior puro (con las mismas coordenadas que se utilizaron previamente en Mimics para obtener los vectores de fuerza). Se utilizó la opción de Abaqus “visión paralela” para eliminar el efecto de la perspectiva. A continuación se midió el área resultante sometida a tensión elevada y el área de la carilla articular de cada ejemplar, relativizando ambas cifras posteriormente en forma de porcentaje.

6.2.1) Área articular sometida a tensión superior al percentil 85 en la sentadilla a 90°

Tras resolver las sentadillas a 90° y aplicar el valor umbral de 12 MPa se relativizaron las áreas (área articular por encima de P85/área articular) en todos los ejemplares. En la Figura 182 se muestra un ejemplo de cada tipo de rótula.

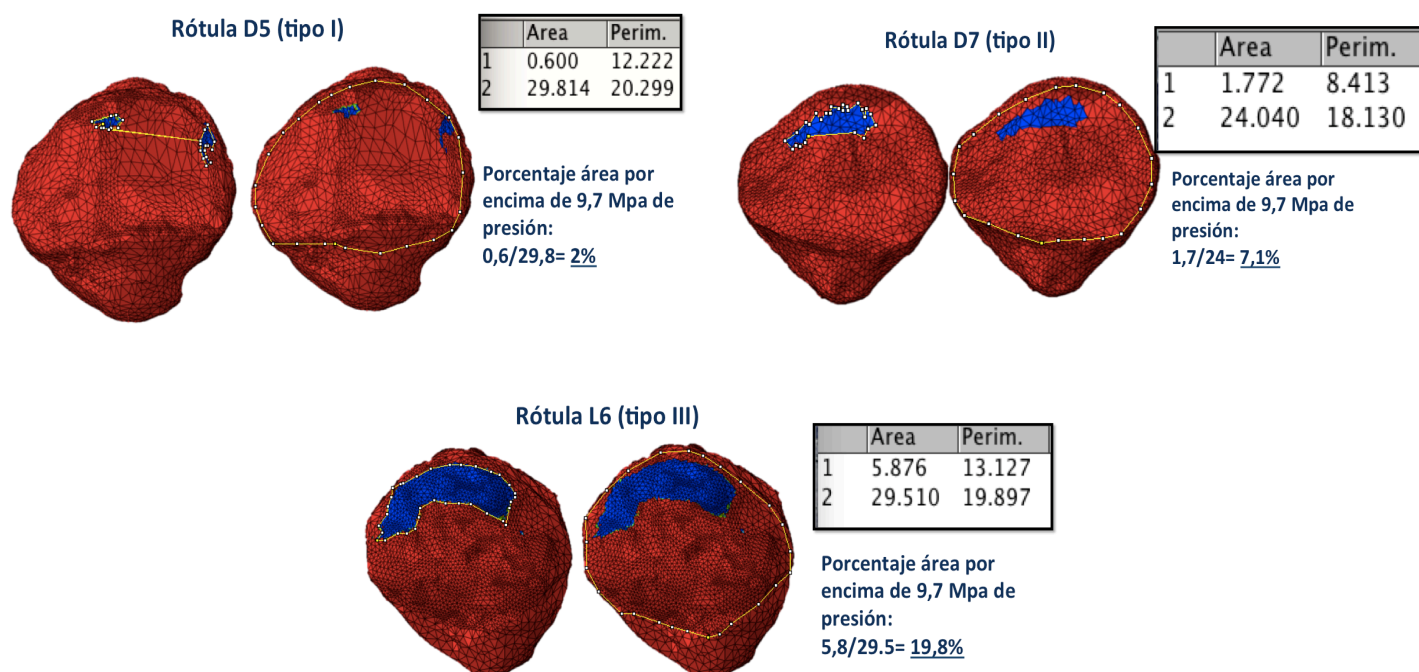
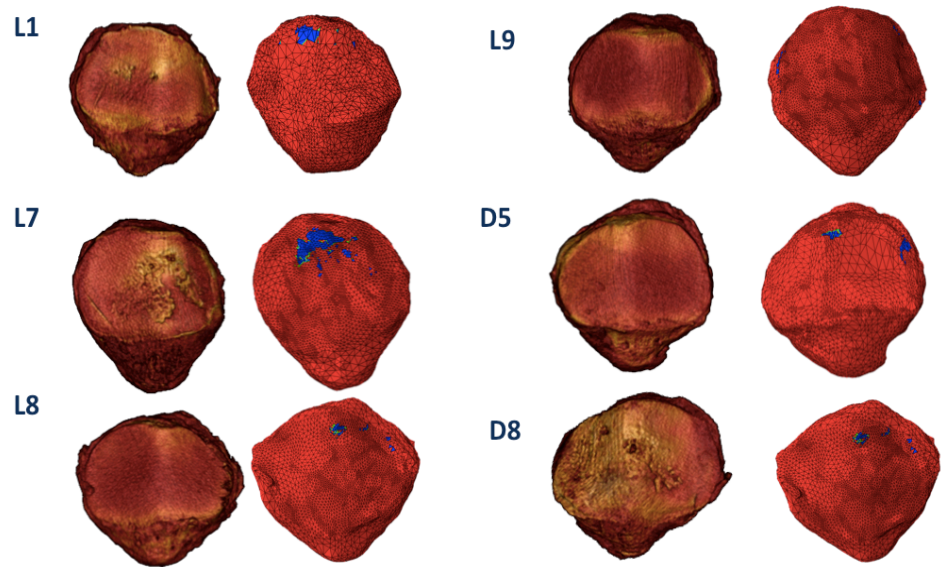


Fig. 182: Cálculo del porcentaje que representa el área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en tres tipos de rótulas en la sentadilla a 90°

La proporción de área sometida a stress o tensión por encima del percentil 85 (12MPa) de cada ejemplar se muestran en las tablas de las Figuras 183-185:

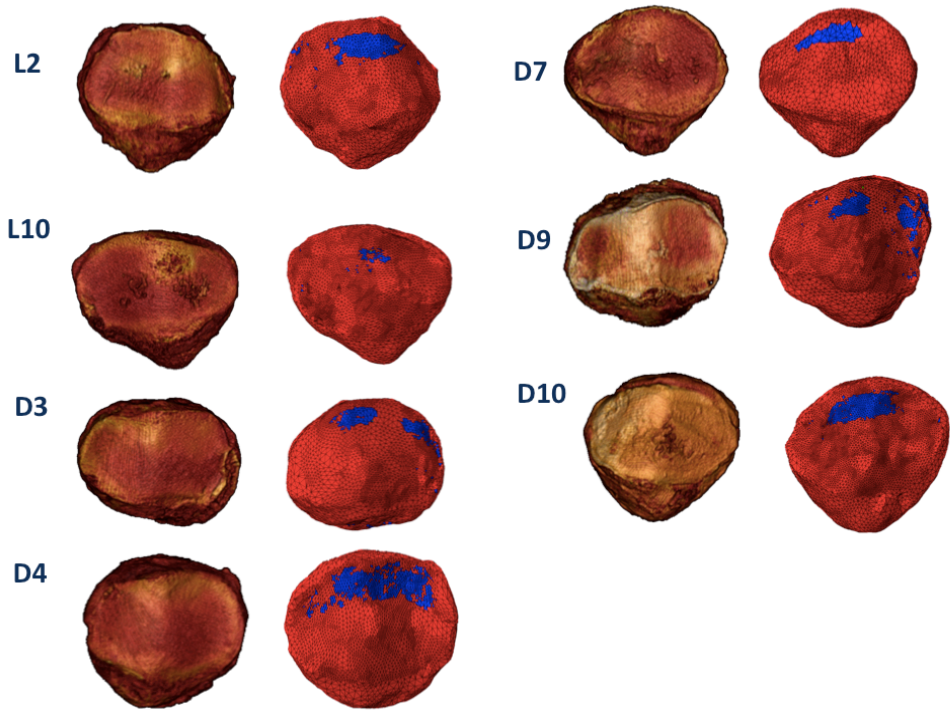
Rótulas Tipo I



Rótulas tipo I	Porcentaje área a 90º
D5	2%
D8	1,7%
L1	3,3%
L7	5,2%
L8	2,4%
L9	0,6%

Fig. 183: Porcentaje del área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en la sentadilla a 90º para rótulas tipo I

Rótulas Tipo II



Rótulas Tipo II	Porcentaje área a 90º
D3	7,6%
D4	14,3%
D7	7,1%
D9	9,3%
D10	11,1%
L2	11,5%
L10	3,4%

Fig. 184: Porcentaje del área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en la sentadilla a 90º para rótulas tipo II

Rótulas Tipo III

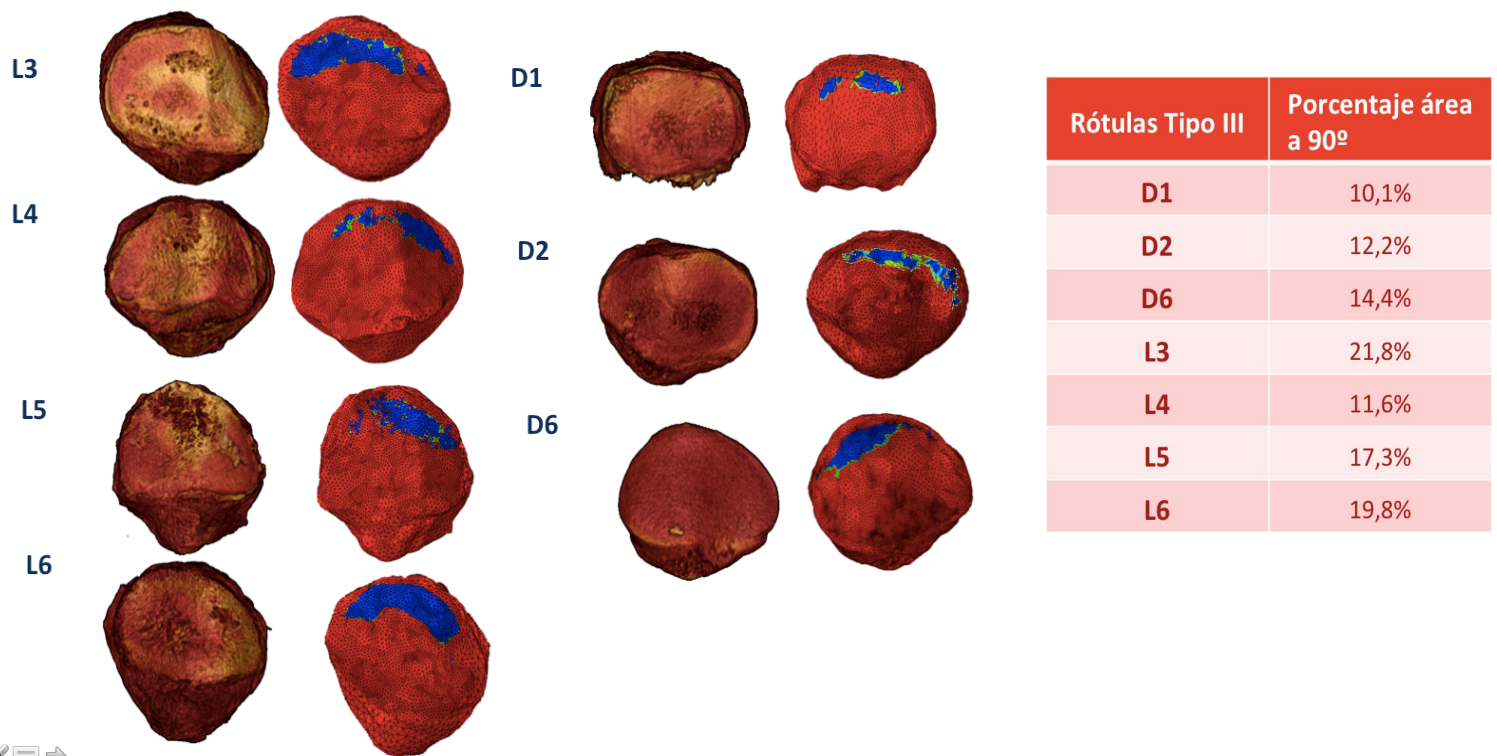


Fig. 185: Porcentaje del área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en la sentadilla a 90º para rótulas tipo III

Las área de sufrimiento (por encima de tensiones superiores a 12MPa) en las sentadillas a 90º fueron sustancialmente mayores en las rótulas tipo III que en el resto y en las tipo II que en las tipo I. Las medias se recogen en el siguiente cuadro.

- Las rótulas tipo III tuvieron un área articular con tensiones superiores a 12 MPa del 15,1% de media.
- Las rótulas tipo II tuvieron un área articular con tensiones superiores a 12 MPa del 9,2% de media
- Las rótulas tipo I tuvieron un área articular con tensiones superiores a 12 MPa del 3% de media

Estas medidas formaron parte del análisis estadístico que se mostrará posteriormente.

6.2.2) Área articular sometida a tensión superior al percentil 85 en la sentadilla a 60º

Para las simulaciones de sentadilla a 60º la sistemática de trabajo fue la misma que la mostrada para 90º con la diferencia de que al tratarse de fuerzas inferiores al ejercicio anterior, en estos análisis se estableció el valor umbral de 6,4 MPa, resultante del cálculo del percentil 85 sobre

las tensiones medias en la zona de contacto articular. En la figura 186 se muestra el cálculo de estas áreas para un ejemplar de cada tipo.

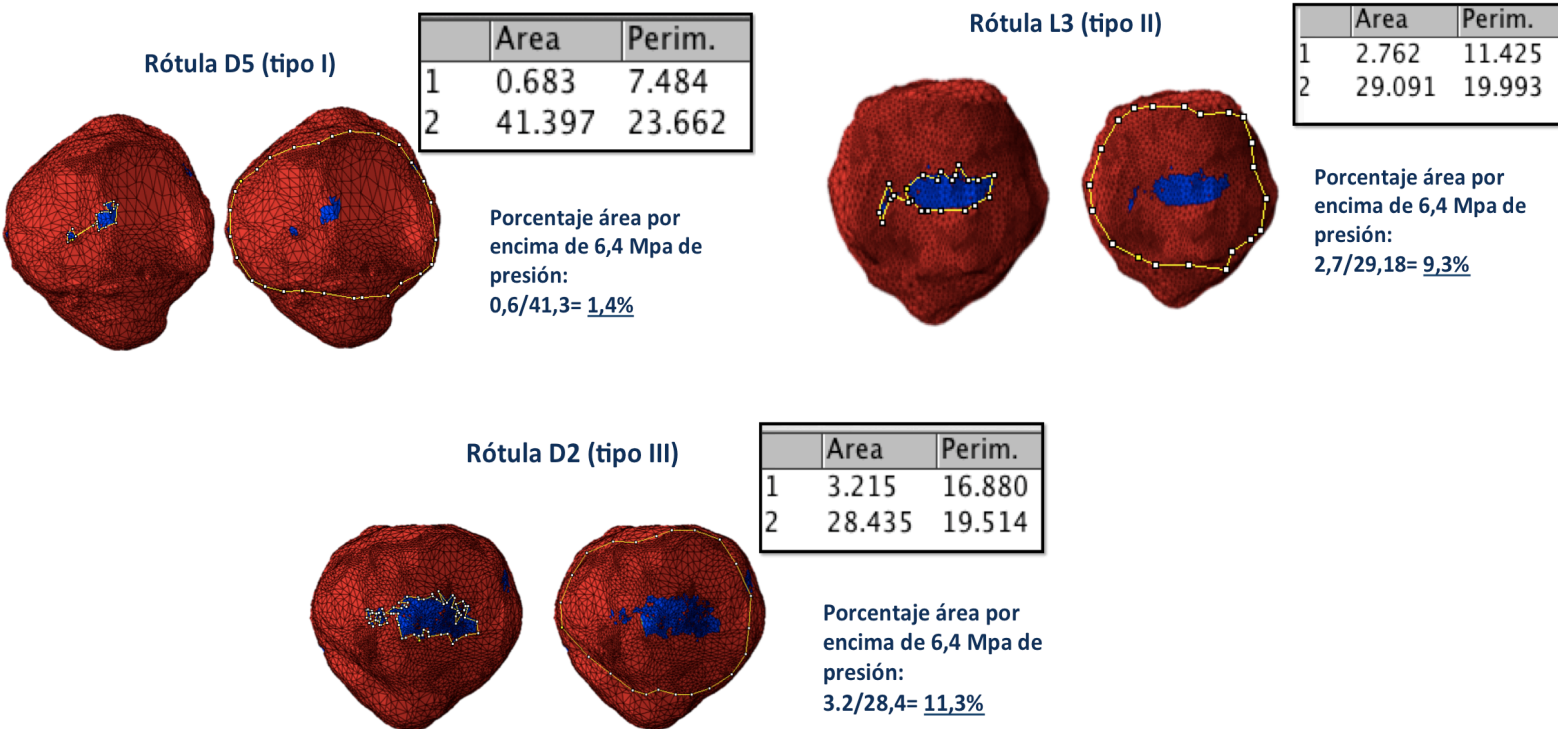


Fig. 186: Cálculo del porcentaje del área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en la sentadilla a 60° para cada tipo de rótula

Las área de sufrimiento (por encima de tensiones superiores a 6,4 MPa) en las sentadillas a 60° fueron mayores en las rótulas tipo III que en el resto y en las tipo II que en las tipo I. Las medias se recogen en el siguiente cuadro.

- Las rótulas tipo III tuvieron un área articular con tensiones superiores a 6,4 MPa del 12,7% de media.
- Las rótulas tipo II tuvieron un área articular con tensiones superiores a 6,4 MPa del 8,7% de media
- Las rótulas tipo I tuvieron un área articular con tensiones superiores a 6,4 MPa del 2,9% de media

En las tablas de la Figura 187 se muestran la aportación de cada ejemplar en cada tipo de rótula para la obtención de estas medias (área por encima de 6,4MPa en las sentadillas a 60°)

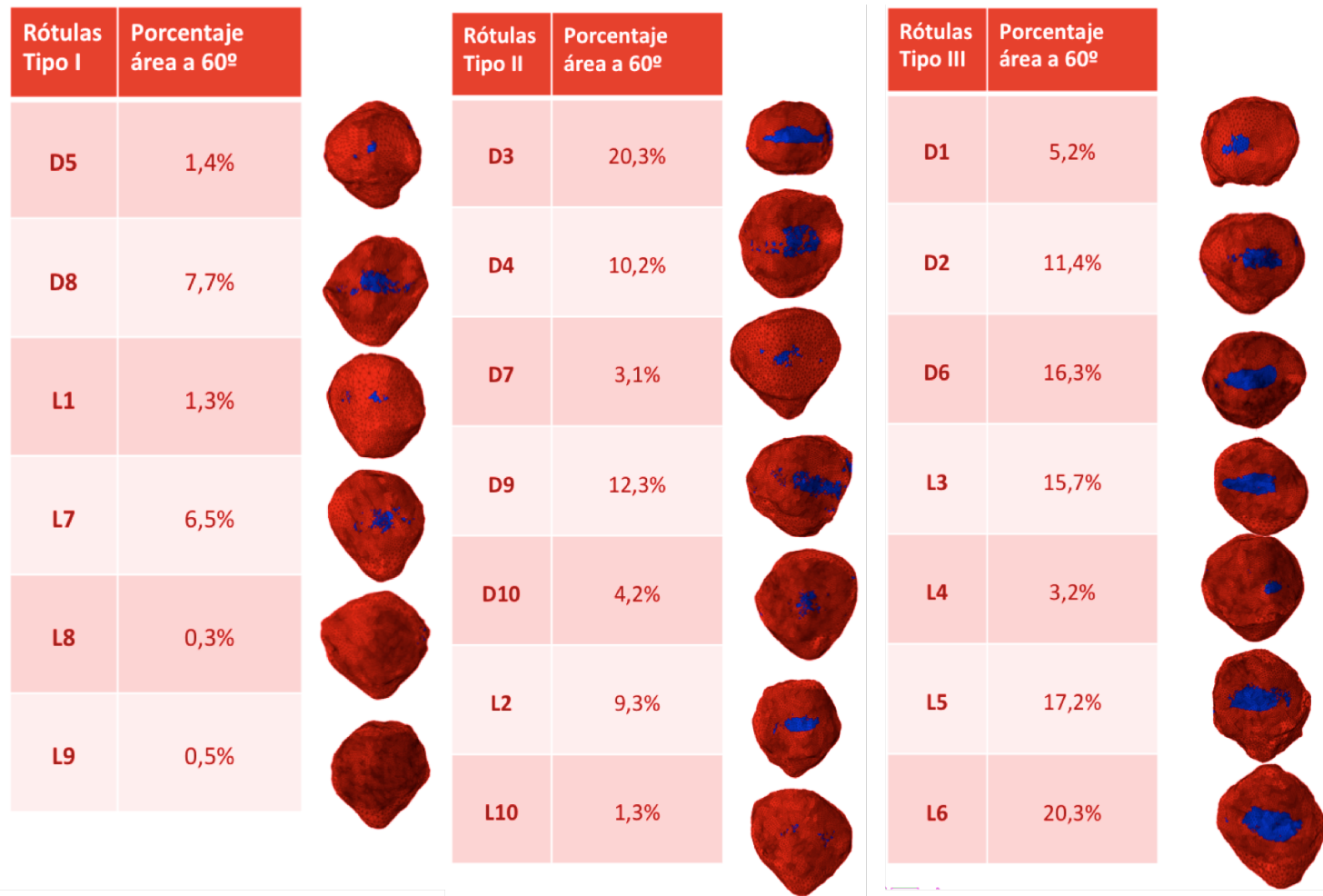


Fig. 187 Porcentaje del área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en la sentadilla a 60º para los tres tipos de rótulas

6.2.3) Área articular sometida a tensión superior al percentil 85 en la sentadilla a 30º

Para las simulaciones de sentadilla a 30º de nuevo se aplicó el mismo método, siendo en este caso el valor umbral correspondiente al percentil 85 mucho mas bajo, concretamente de

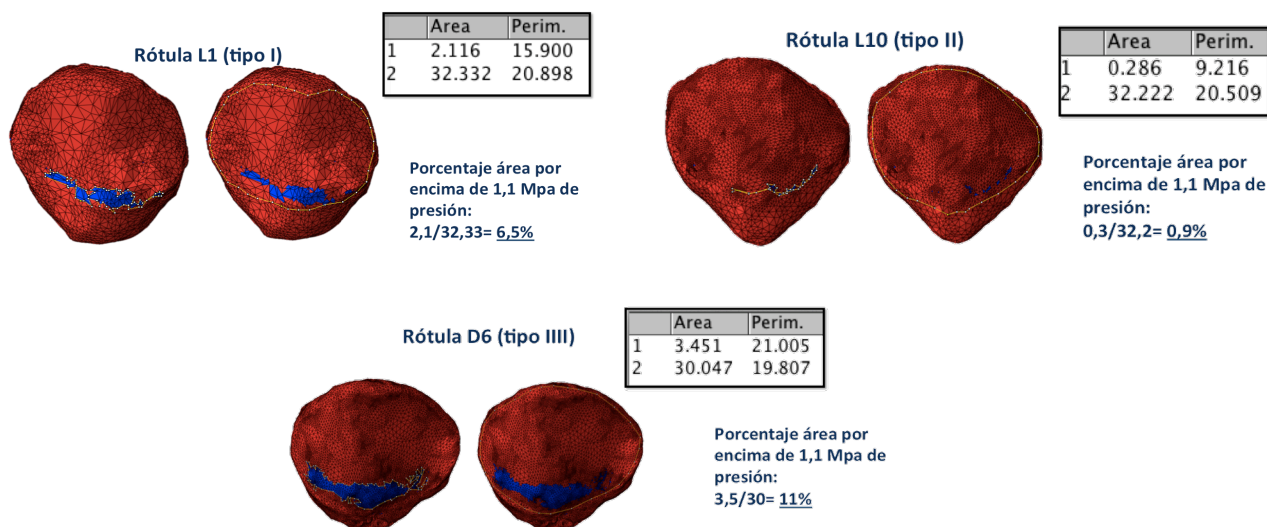


Fig. 188: Cálculo del porcentaje del área sometida a tensiones por encima 1,06 MPA 30º en cada tipo de rótula

1,06MPa. En la Figura 188 se muestran 3 ejemplos de cada rótula en la sentadilla a 30°.

La proporción de área sometida a stress o tensión por encima del percentil 85 (1,06MPa) de cada ejemplar se muestran en las tablas de la figura 189:

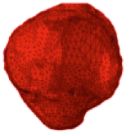
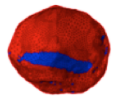
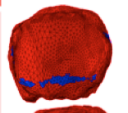
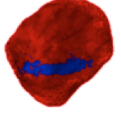
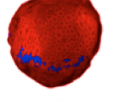
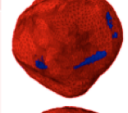
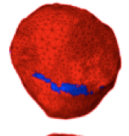

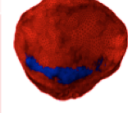
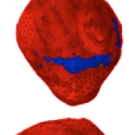
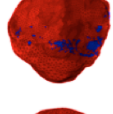
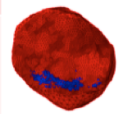
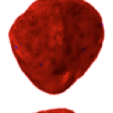
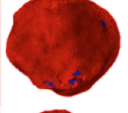
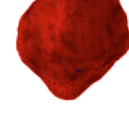
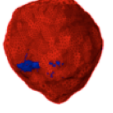
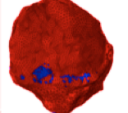
Rótulas Tipo I	Porcentaje área a 30º		Rótulas Tipo II	Porcentaje área a 30º		Rótulas Tipo III	Porcentaje área a 30º	
D5	0%		D3	13,7%		D1	8,9%	
D8	12,5%		D4	7,3%		D2	6,8%	
L1	6,5%		D7	0%		D6	11%	
L7	11,2%		D9	4,8%		L3	9,1%	
L8	2,2%		D10	0,9%		L4	1,3%	
L9	0,2%		L2	4,8%		L5	5,2%	
			L10	0,9%		L6	11,7%	

Fig. 189: Porcentaje del área sometida a tensiones por encima del percentil 85 en la sentadilla a 30° para los tres tipos de rótulas

En las mediciones vemos como las área de sufrimiento (por encima de tensiones superiores a 1,06 Mpa) en las sentadillas a 30° fueron mayores en las rótulas tipo III que en el resto sin embargo esta vez fueron mayores las tipo I que las tipo II. Las medias se recogen en el siguiente cuadro

- Las rótulas tipo III tuvieron un área articular con tensiones superiores a 1,1 MPa en la sentadilla a 30° del 7,7% de media
- Las rótulas tipo II tuvieron un área articular con tensiones superiores a 1,1 MPa en la sentadilla a 30° del 4,6% de media
- Las rótulas tipo I tuvieron un área articular con tensiones superiores a 1,1 MPa en la sentadilla a 30° del 5% de media

Todos los resultados expuestos se sometieron a un método de contraste estadístico entre los tres tipos de rótulas para averiguar cuales de las diferencias entre los resultados resultaron estadísticamente significativos para una confianza del 95%. Se analizaron independientemente los valores que interpretan el dolor como aumento localizado (valores máximos de presión y tensión) y por otro lado los que lo interpretan como aumento generalizado en un área (área con valores por encima del P85)

6.3) Análisis estadístico de los resultados

Como se ha señalado, el análisis estadístico se realizó de manera independiente para los valores pico, es decir, para los valores máximos de presión y tensión por un lado y para los valores de áreas por otro. Tanto los valores máximos como las áreas son catalogados como variables cuantitativas continuas, mientras que los tipos de rótula (tipo I, tipo II y tipo III) se categorizaron como variables cualitativas nominales no dicotómicas.

Para el contraste de hipótesis en los valores máximo, se decidió primero establecer la condición de normalidad de las variables presión y tensión con el objetivo de poder aplicar un test de contraste de hipótesis paramétrico. Para ello se utilizó el test de Kolmogorov-Smirnov con el cual se verificó como era previsible una distribución normal de las variables de fuerza (presión y tensión) con el objetivo de poder utilizar pruebas paramétricas.

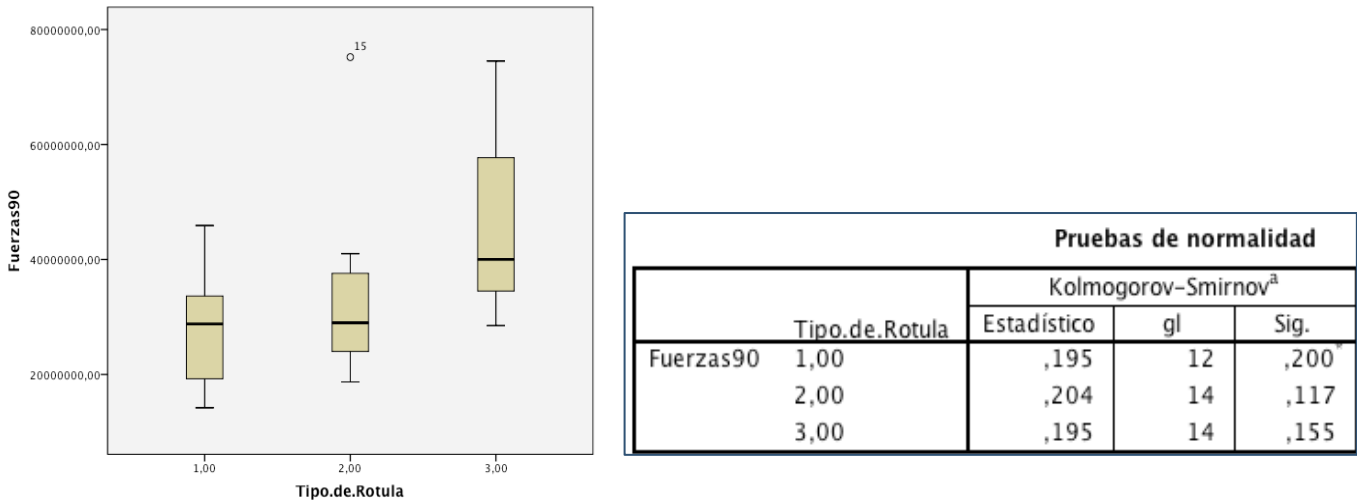


Fig. 190: Valores máximos de presión y tensión para la sentadilla a 90°. Utilización del test de Kolmogorov-Smirnov para descartar una distribución no normal de las variables. En todos los casos se verificó la normalidad de las mismas.

Una vez demostrada la normalidad de ambas variables dependientes (presión y tensión), debimos utilizar un test paramétrico que contraste una variable cualitativa nominal no

dicotómica (tipo de rótula) con una variable cuantitativa continua de distribución normal. Con este propósito se utilizó el test de análisis de la varianza (ANOVA). Se analizó independiente cada sentadilla ya que las magnitudes en cada uno de los tres ejercicios se mueven en rangos muy distintos. Este test fue capaz de concluir únicamente si existen diferencias estadísticamente significativas entre los tres grupos a comparar respecto a su variable dependiente (las fuerzas). Si este test resultaba significativo, debíamos emplear un test de comparaciones múltiples como el de Bonferroni, mediante el cual pudimos establecer que grupo de rótulas soporta una fuerza estadísticamente superior que otro. Este test incorpora una penalización estadística que permite mantener un nivel de significación estadística global constante (0,05) al realizar la comparación entre más de dos grupos. Si hubiésemos utilizado repetidas veces una comparación de variables dicotómicas como la T de Student hubiésemos aumentado la probabilidad de cometer un error tipo I, y por tanto encontrar diferencias en las rótulas cuando en realidad no existen.

Es por ello que se aplicó a cada una de las tres sentadillas en un primer momento el test ANOVA y a continuación el test de Bonferroni contrastando los tres tipos de rótulas independientemente en cada ejercicio con las hipótesis expuestas previamente:

- Hipótesis nula (H_0); no hay diferencias entre el tipo anatómico de rótula y las presiones/tensiones que estas experimentan.
- Hipótesis alternativa (H_a); la existencia de un tipo de rótula concreta es un marcador de riesgo independiente para el aumento de presión/tensión en la articulación femoro-patelar.

Estos mismos test estadísticos y estas mismas hipótesis fueron utilizados en el contraste estadístico entre las áreas sometidas a stress o tensión por encima del percentil 85. Se decidió agrupar todas las mediciones (sentadilla a 30°, 60° y 90°) al encontrarse estas áreas en rangos similares, lo cual es consecuencia de haber ajustado la fuerza umbral a cada uno de los tres ejercicios según las medias obtenidas de tensión en cada ejercicio.

El software que se utilizó para este contraste de hipótesis fue SPSS versión 20.0.0. ® de IBM, Armonk, NY, Estados Unidos

6.3.1) Contraste de hipótesis para los valores pico (máximos)

Los valores máximos se contrastaron de manera independiente para cada uno de los tres ejercicios. Dentro de cada una de las tres sentadillas se agrupan los valores de presión y tensión. Dicho de otra manera dentro de las sentadillas a 90° se compararon la combinación de tensión y presión máxima entre los tres tipos de rótulas. Lo mismo se realizó con las sentadillas a 60° y a 30°. Esta forma de actuación responde a la íntima relación que existe entre tensión máxima y presión máxima dentro de cada ejercicio y rótula tanto en magnitud como en localización.

6.3.1.1) Contraste de hipótesis para los valores máximos a 90°

- En la sentadilla a 90° los valores de tensión y presión obtenidos (un total de 14 para las rótulas tipo III y II y de 12 para las rótulas tipo I) tienen una distribución y una media tal y como se muestran en la Figura 191:

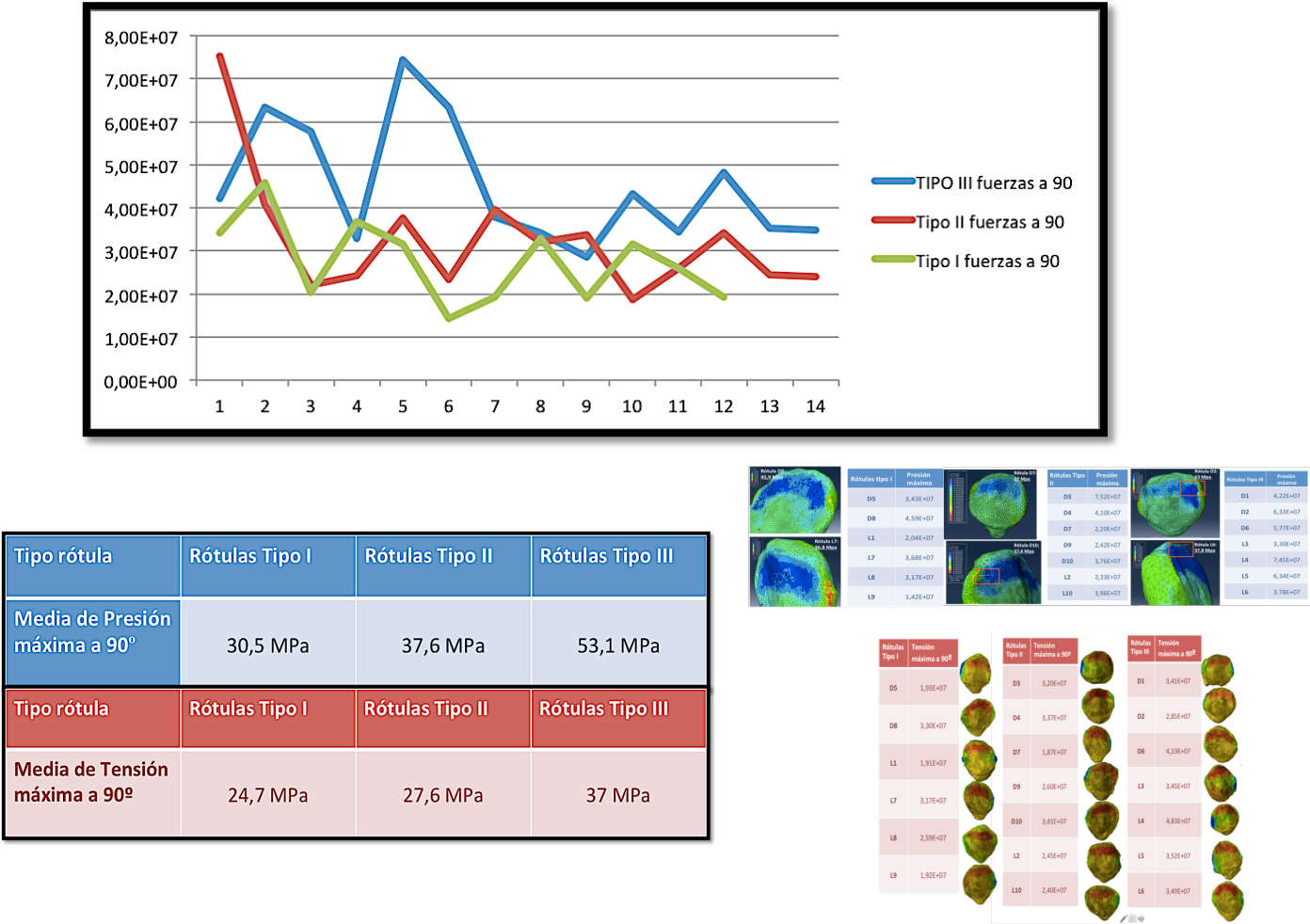


Fig. 191: Distribución y medias de los valores máximos de presión y tensión en la sentadilla a 90°

Tras verificar la condición de normalidad de las variables se procedió a utilizar los Test Anova y Bonferroni para explorar si las diferencias de fuerzas máximas, presión y tensión en las sentadillas a 90° resultaban estadísticamente significativas eligiendo una confianza del 95%. Los resultados son los siguientes;

ANOVA de un factor					
Fuerzas90					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	2,142E+15	2	1,071E+15	6,386	,004
Intra-grupos	6,204E+15	37	1,677E+14		
Total	8,345E+15	39			

Fig. 192: Test de ANOVA que demuestra diferencias entre las presiones y tensiones a 90° entre las tres rótulas

- El análisis de la varianza resultó ser estadísticamente significativo para las fuerzas en la sentadilla a 90°, existiendo por lo tanto diferencias de estas fuerzas entre los tres tipos de rótulas tal y como demostró el análisis ANOVA.
- Por ello se llevó a cabo el posterior análisis de comparaciones múltiples Bonferroni el que arrojó los siguientes resultados:

Las rótulas tipo III

experimentaron unos valores pico de tensión y presión en las sentadillas a 90° estadísticamente superiores a las rótulas tipo II y estadísticamente superiores a las rótulas tipo I. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las tipo II y las tipo I para este ejercicio

Comparaciones múltiples						
Variable dependiente: Fuerzas90 Bonferroni						
(I) Tipo.de.Rotula	(J) Tipo.de.Rotula	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1,00	2,00	-4939285,7	5094025,36	1,000	-17713759	7835187,12
	3,00	-17425000*	5094025,36	,005	-30199473	-4650527,2
2,00	1,00	4939285,71	5094025,36	1,000	-7835187,1	17713758,5
	3,00	-12485714*	4894181,26	,045	-24759031	-212397,78
3,00	1,00	17425000	5094025,36	,005	4650527,17	30199472,8
	2,00	12485714	4894181,26	,045	212397,781	24759030,8

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Fig. 193: Test de Bonferroni que demuestra diferencias con mayores fuerzas máximas en las rótulas tipo III que en las tipo I y las tipo II en la sentadilla a 90°

Es por ello que tal y como indica el propio software para la sentadilla a 90° rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alternativa, es decir, las rótulas tipo III experimentan unos valores máximos de presión y tensión estadísticamente superiores que las rótulas tipo I y tipo II.

Resumen de prueba de hipótesis				
	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de Fuerzas90 es la misma entre las categorías de Tipo.de.Rotula.	Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes	,002	Rechazar la hipótesis nula.
Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.				

Fig. 194: Rechazamos la hipótesis nula; las rótulas tipo III soportan fuerzas estadísticamente mayores que las tipo II y I para la sentadilla a 90°

6.3.1.2) Contraste de hipótesis para los valores pico a 60°

- En la sentadilla a 60° los valores de tensión y presión obtenidos (un total de 14 para las rótulas tipo III y II y de 12 para las rótulas tipo I) tuvieron una distribución y una media tal y como se muestran en la Figura 195:



Fig. 195: Distribución y medias de los valores máximos de presión y tensión en la sentadilla a 60°

Tras verificar nuevamente la distribución normal de las variables se procedió a aplicar los test estadísticos. El análisis de la varianza resultó ser estadísticamente significativo para las fuerzas en la sentadilla a 60°, existiendo por lo tanto

ANOVA de un factor					
Fuerzas60					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	1,053E+15	2	5,266E+14	7,430	,002
Intra-grupos	2,623E+15	37	7,088E+13		
Total	3,676E+15	39			

Fig. 196: Test de ANOVA que demuestra diferencias entre las presiones y tensiones a 60° entre las tres rótulas

diferencias de estas fuerzas entre los tres tipos de rótulas tal y como demostró el análisis ANOVA (Fig. 198).

Consecuentemente se llevó a cabo el posterior análisis de comparaciones múltiples Bonferroni el que arrojó los siguientes resultados:

Las rótulas tipo III experimentaron unos valores pico de tensión y presión en las sentadillas a 60° estadísticamente superiores a las rótulas tipo I. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las tipo II y las tipo III ni entre las tipo II y las tipo I para este ejercicio.

(I) Tipo.de.Rotula	(J) Tipo.de.Rotula	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1,00	2,00	-5832381,0	3312032,67	,260	-14138086	2473323,94
	3,00	-12710952*	3312032,67	,001	-21016657	-4405247,5
2,00	1,00	5832380,95	3312032,67	,260	-2473323,9	14138085,8
	3,00	-6878571,4	3182098,06	,112	-14858435	1101291,72
3,00	1,00	12710952*	3312032,67	,001	4405247,48	21016657,3
	2,00	6878571,43	3182098,06	,112	-1101291,7	14858434,6

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0,05.

Fig. 197: Test de Bonferroni que demuestra diferencias con mayores fuerzas máximas en las rótulas tipo III que en las tipo I en la sentadilla a 60°

Es por ello que tal y como indica el propio software para la sentadilla a 60° rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alternativa, es decir, las rótulas tipo III experimentaron unos valores máximos de presión y tensión estadísticamente superiores que las rótulas tipo I sin encontrarse que las diferencias sean estadísticamente significativas entre las rótulas tipo II y los demás grupos para este ejercicio.

	Hipótesis nula	Test	Sig.	Decisión
1	La distribución de Fuerzas60 es la misma entre las categorías de Tipo.de.Rotula.	Prueba Kruskal-Wallis de muestras independientes	,001	Rechazar la hipótesis nula.

Se muestran las significancias asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Fig. 198: Rechazamos la hipótesis nula; las rótulas tipo III soportan fuerzas estadísticamente mayores que las tipo I para la sentadilla a 60°

6.3.1.3) Contraste de hipótesis para los valores pico a 30°

Para los valores máximos de presión y tensión en la sentadilla de 30° se siguió la misma sistemática. Primero se introdujeron las magnitudes máximas de cada tipo de rótula y se

comprobó la normalidad de la distribución. En la sentadilla a 30° los valores de tensión y presión obtenidos (un total de 14 para las rótula III y II y de 12 para las rótulas tipo I) tuvieron una distribución y una media tal y como se muestran en la Figura 199:

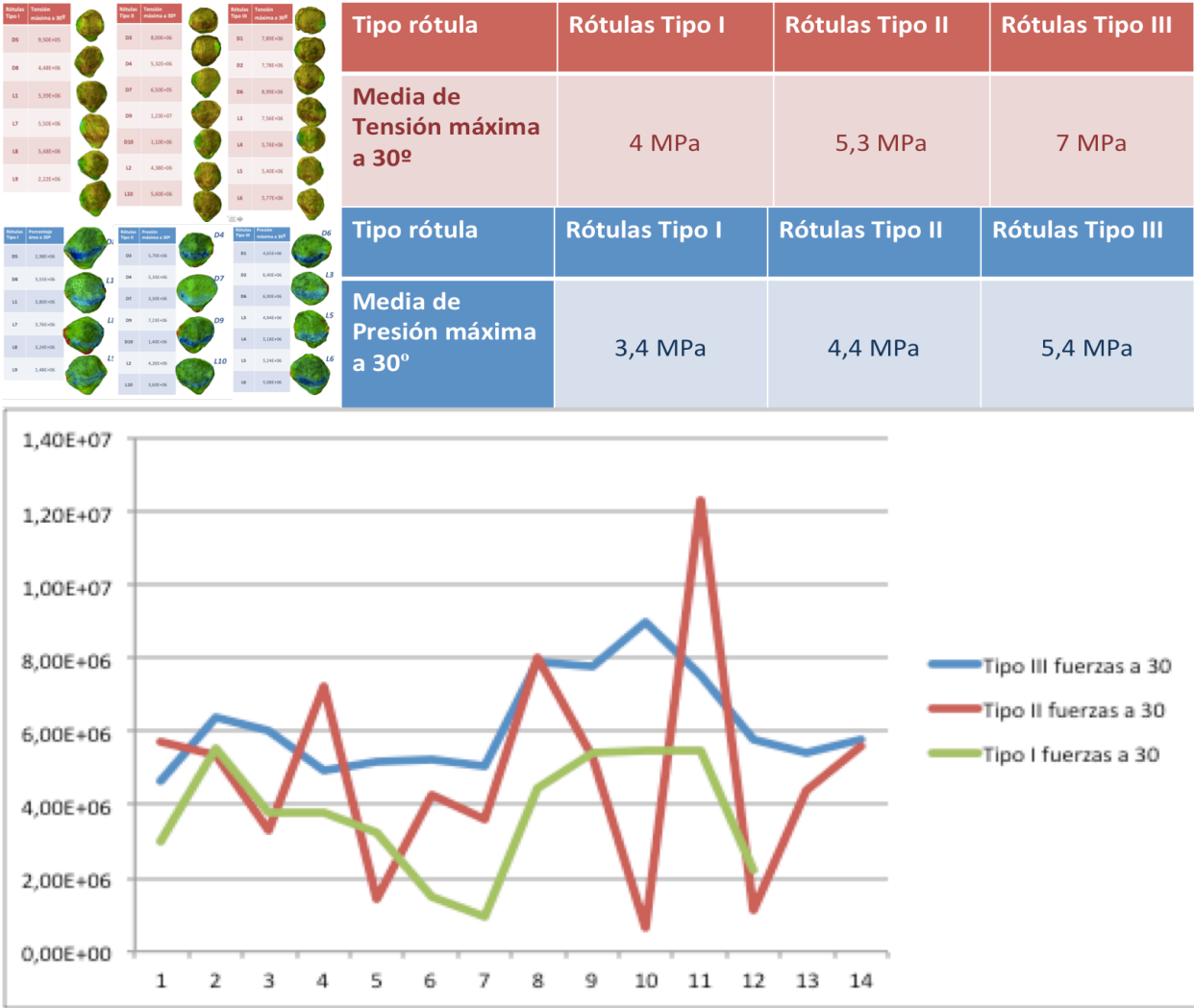


Fig. 199: Distribución y medias de los valores máximos de presión y tensión en la sentadilla a 60°

El análisis de la varianza (ANOVA) resultó ser de nuevo estadísticamente significativo para las fuerzas en la sentadilla a 30° existiendo por lo tanto diferencias de estas fuerzas entre los tres tipos de rótulas tal y como demostró el análisis.

El posterior análisis de comparaciones múltiples Bonferroni

ANOVA de un factor					
Fuerzas30					
	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	3,919E+13	2	1,960E+13	4,192	,023
Intra-grupos	1,730E+14	37	4,674E+12		
Total	2,121E+14	39			

Fig. 200: Test de ANOVA que demuestra diferencias entre las presiones y tensiones a 30° entre las tres rótulas

demuestra que a 30° también hay diferencias en las fuerzas que soportan las rótulas tal y como muestran los siguientes resultados:

Las rótulas tipo III

experimentaron unos valores pico de tensión y presión en las sentadillas a 30° estadísticamente superiores a las rótulas tipo I. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las tipo II y las tipo III ni entre las tipo II y las tipo I para este ejercicio.

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerzas30
Bonferroni

(I) Tipo.de.Rotula	(J) Tipo.de.Rotula	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1,00	2,00	-1133452,4	850542,795	,572	-3266389,5	999484,748
	3,00	-2452738*	850542,795	,020	-4585675,2	-319800,97
2,00	1,00	1133452,38	850542,795	,572	-999484,75	3266389,51
	3,00	-1319285,7	817175,085	,345	-3368545,4	729973,993
3,00	1,00	2452738,1*	850542,795	,020	319800,966	4585675,22
	2,00	1319285,71	817175,085	,345	-729973,99	3368545,42

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Fig. 201: Test de Bonferroni que demuestra diferencias con mayores fuerzas máximas en las rótulas tipo III que en las tipo I en la sentadilla a 30°

De nuevo en el ejercicio simulado a 30 grados rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alternativa, es decir, las rótulas tipo III experimentaron unos valores máximos de presión y tensión estadísticamente superiores que las rótulas tipo I en el ejercicio dónde las fuerzas son menores, es decir, en la sentadilla a 30°.

6.3.2) Contraste de hipótesis para las áreas sometidas a tensiones elevadas

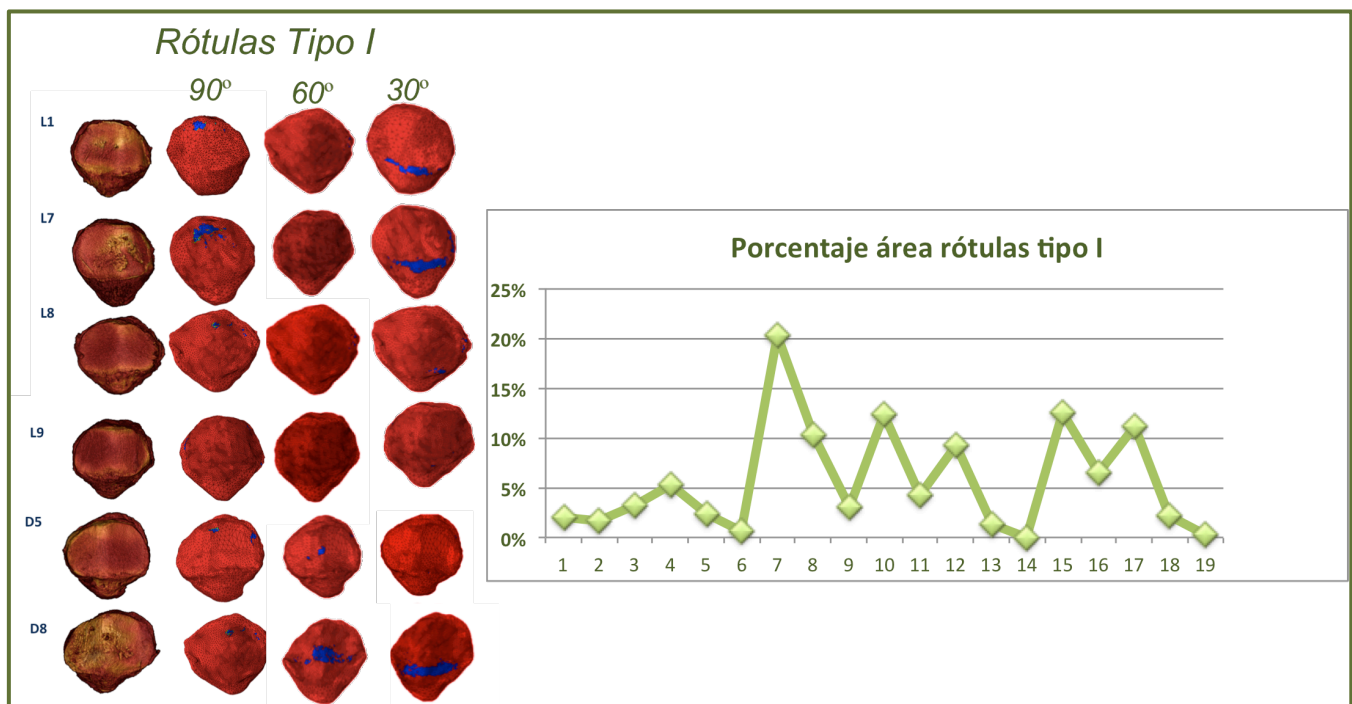


Fig. 202: Distribución de las áreas por encima del percentil 85 de stress en las 3 sentadillas en las rótulas tipo I

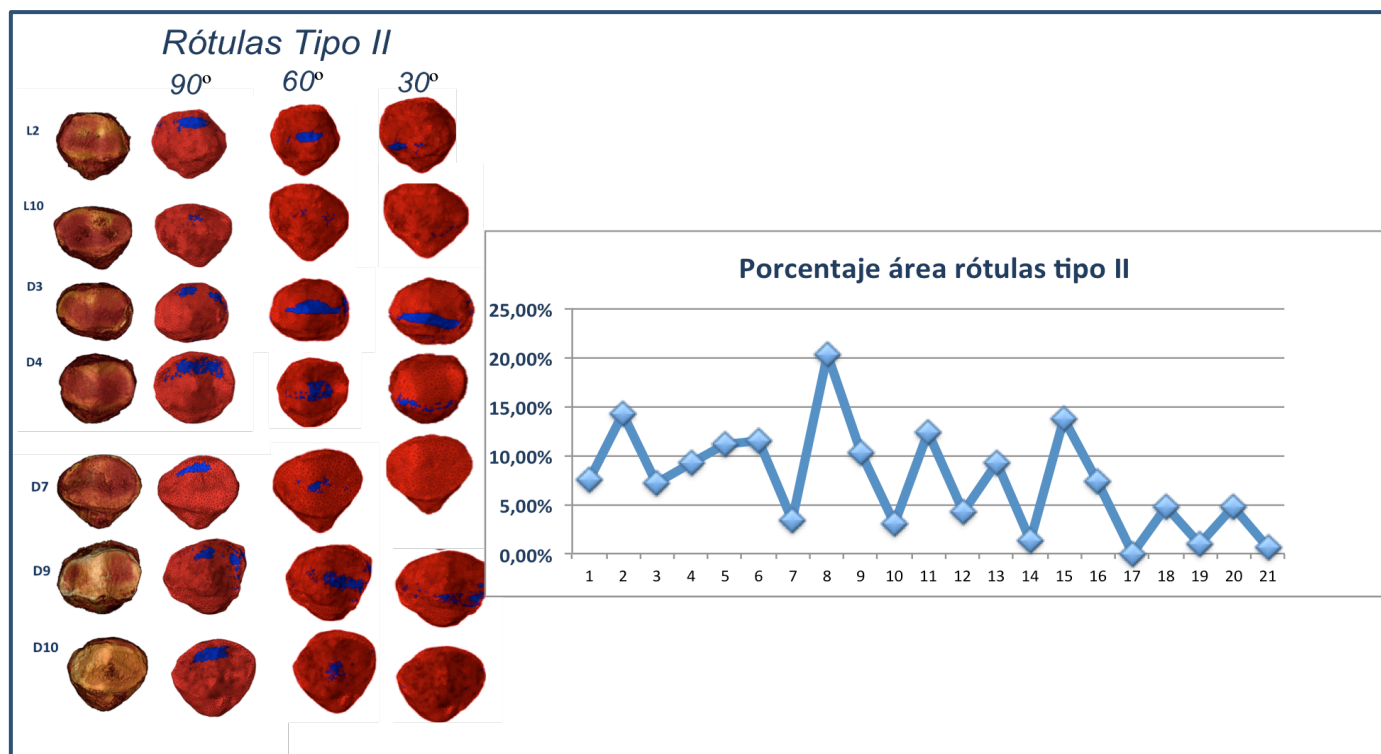


Fig. 203: Distribución de las áreas por encima del percentil 85 de stress en las 3 sentadillas en las rótulas tipo II

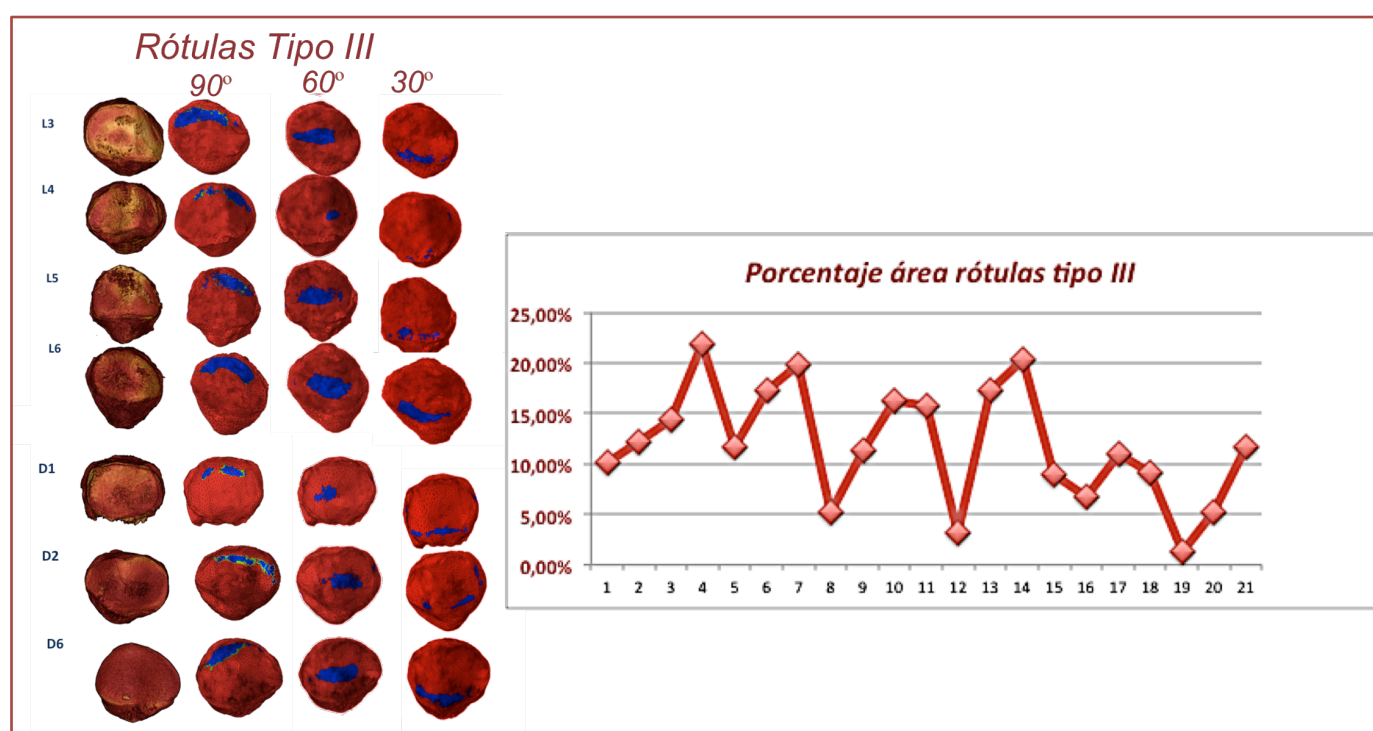


Fig. 204: Distribución de las áreas por encima del percentil 85 de stress en las 3 sentadillas en las rótulas tipo III

Para realizar la segunda fase del contraste de hipótesis (comparación entre áreas) tal y como se muestra en las Figuras 202-204 se agruparon todas las mediciones (sentadilla a 30°, 60° y 90°) para cuantificar si las diferencias globales encontradas en las áreas son estadísticamente significativas. Las mediciones de la áreas fueron homogéneas entre los tres ejercicios, lo cual

era esperable al haber ajustado el valor umbral que representa el P85 a cada ejercicio con el conjunto de las mediciones obtenidas.

En las tres figuras previas se apreciaba como las áreas sometidas a mayor tensión o stress (azul) ocupan una mayor proporción de cara articular en las rótulas tipo III que en el resto y en las rótulas tipo II, siendo bastante homogéneas para los distintos ejercicios dentro de el tipo de rótula. En la Figura 205 se superponen los tres gráficos conservando los colores de las figuras 202-204. Serán estas mediciones las que vamos a incluir en el contraste de hipótesis de este apartado.

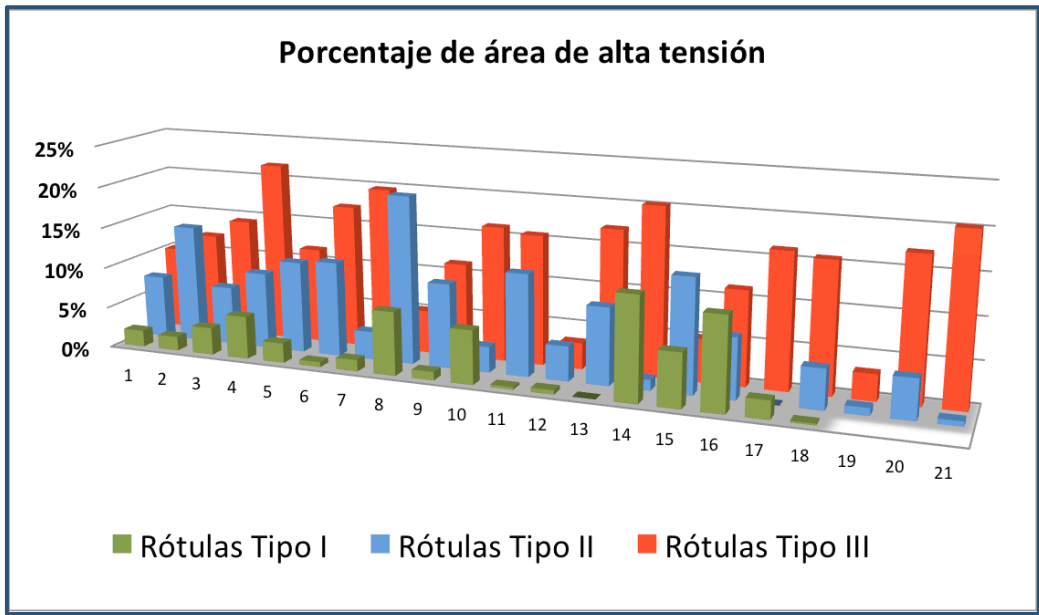


Fig. 205: Porcentaje de área sometida a stress en cada grupo de rótulas

Se reutilizó el análisis de la varianza(ANOVA) para conocer si las tres distribuciones de áreas sometidas a estrés alto presentaban diferencias en función del tipo de rótula. Este segundo enfoque para medir los factores de riesgo del dolor anterior fue igualmente estadísticamente significativo, es decir, se encontraron diferencias entre los tipos anatómicos de rótula para la distribución histológica de mayor stress o tensión. Por lo tanto se aplicó la comparación múltiple para discernir entre cuales de los tres grupos son estadísticamente significativas estas diferencias. Para ello

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: área Bonferroni

(I) Tipo.Rótula	(J) Tipo.Rótula	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1,00	2,00	-6,65238*	1,94717	,010	-11,8221	-1,4827
	3,00	-12,80952*	1,94717	,000	-17,9792	-7,6398
2,00	1,00	6,65238*	1,94717	,010	1,4827	11,8221
	3,00	-6,15714*	1,87078	,013	-11,1241	-1,1902
3,00	1,00	12,80952*	1,94717	,000	7,6398	17,9792
	2,00	6,15714*	1,87078	,013	1,1902	11,1241

*. La diferencia de medias es significativa al nivel 0.05.

Fig. 206: Test de Bonferroni que demuestra diferencias con mayores áreas en las rótulas tipo III que en el resto y en las tipo II frente a las tipo I

cual se empleó el test de comparaciones múltiples de Bonferroni de manera idéntica a los casos anteriores, el cual arrojó los siguientes resultados:

Las rótulas tipo III experimentan unas áreas de estrés elevado estadísticamente superiores a las rótulas tipo II y a las tipo I para la realización de sentadillas entre 30° y 90°.

Las rótulas tipo II experimentan unas áreas de estrés elevado estadísticamente superiores a las rótulas tipo I durante la realización de sentadillas entre 30° y 90°.

6.4) Síntesis de los resultados

Los resultados del presente trabajo demuestran una diferencia estadísticamente significativa en las fuerzas causantes del dolor anterior de rodilla en función del tipo de rótula.

Si bien esta claro que el aumento de estas fuerzas son la causa del dolor, podemos utilizar dos puntos de partida de cara a como se comportan las fuerzas. Los dos enfoques utilizados responden a entender este dolor como un aumento de la presión/stress localizado en un grupo muy reducido de mecano-receptores en un caso, o a un aumento del stress en una agrupación mayor de receptores, es decir en un área. En la discusión se desarrolla la evidencia sobre cada uno de estos mecanismos.

- En ambos casos debemos rechazar la hipótesis nula de nuestro contraste de hipótesis y por tanto aceptar la hipótesis alternativa.

- Hipótesis nula (H_0); no hay diferencias entre el tipo anatómico de rótula y las presiones/tensiones que estas experimentan.



- Hipótesis alternativa (H_a); la existencia de un tipo de rótula concreta es un marcador de riesgo independiente para el aumento de presión/tensión en la articulación femoro-patelar.



Puesto que en este contraste se ha aislado el tipo de rótula frente a todos los demás factores de riesgo (demostrados o no) del dolor anterior de rodilla al haber “colocado” cada rótula virtualmente en un individuo sin deformidades ni trastornos funcionales del aparato extensor podemos sintetizar los resultados de la siguiente forma:

- *Asumiendo la causa del dolor anterior de rodilla como un aumento de la presión y la tensión que afecta a un punto localizado, la existencia de una rótula tipo III es un factor de riesgo independiente para sufrir este dolor. En los ejercicios donde existen fuerzas mayores, como los que se realizan en flexión avanzada, las rótulas tipo I actúan como factores de protección frente a los demás tipo.*
- *Asumiendo la causa del dolor anterior de rodilla como un aumento generalizado del stress que afecta a la cara articular de la rótula, la variante anatómica de rótula tipo I es la menos propensa a sufrir este dolor mientras que la tipo III es la que tiene un mayor riesgo de padecerlo.*

7) Discusión

“El dolor femoro-patelar es una condición prevalente con una gran repercusión en la calidad de vida”

“Este es el primer trabajo en estudiar la relación entre anatomía de la rótula y dolor femoro-patelar”

“El tipo de rótula según su anatomía es un marcador de riesgo independiente para el dolor femoro-patelar ”

7.1) Consideraciones del doctorando

El actual trabajo surge de la fusión de dos líneas de investigación llevadas a cabo en el Servicio de Traumatología y Cirugía ortopédica del HGU Gregorio Marañón; la investigación de la rótula y la implementación de técnicas de computación a partir de pruebas de imagen tridimensionales;

- El interés en nuestro servicio por una parte del aparato locomotor a veces olvidada, como es la rótula, ha sido objeto de múltiples investigaciones. Entre estas destacan las que terminaron siendo las tesis doctorales del doctor Arriaza y del doctor Calvo, ambas dirigidas por el doctor Vaquero, las cuales se centran en técnicas quirúrgicas para disminuir la presión en este hueso(40, 253-255). Esta línea se desarrolló desde los años 80 utilizando montajes experimentales vistos en la introducción.

- La segunda línea, es el desarrollo de las técnicas de segmentación de imagen, post-procesado y creación de mallas de elementos finitos aplicadas a la rodilla, las cuales han servido como punto de partida para la realización de este trabajo. La aplicación de las técnicas de diseño computacional y creación de mallas en nuestro servicio ha permitido la posterior impresión de las mismas con ayuda de tecnología 3D para ayudar al cirujano a la planificación preoperatoria y a la ejecución intra-operatoria de múltiples procedimientos. Tal ha sido el interés por estas técnicas que en los últimos dos años ha habido una amplia divulgación de trabajos realizados en nuestro servicio en múltiples plataformas, incluyendo revistas científicas de alto índice de impacto en la especialidad de Cirugía ortopédica(44, 196, 197). El actual doctorando ha tenido la oportunidad de desarrollar dentro de esta línea, la aplicación de estas técnicas a la rodilla. Esta aplicación ha tenido felizmente una gran acogida científica, sintetizada en la aceptación de dos trabajos en dos de las mas importantes revistas internacionales de rodilla (primer cuartil de la especialidad); “Journal of Knee Surgery” y “The Knee”, en ambos casos en el último año(197). En ambos artículos, de los que el doctorando es primer y segundo autor, se concentra la base de conocimientos a partir de la cual se ha podido llevar a cabo el actual trabajo.

Con independencia de las circunstancias concretas para llevar a cabo esta investigación, la variable de estudio en este trabajo, la rótula, esta involucrada en una alta proporción de las demandas asistenciales de la especialidad(53, 100, 172, 272). Estas demandas están relacionadas en su mayoría con el dolor, y a diferencia de en otras localizaciones, este dolor es en muchas ocasiones difícil de objetivar(10). Mientras que un paciente con dolor de cadera, hombro o pie por ejemplo tendrá cambios clínicos y radiográficos mensurables (artrosis, déficit motor o deformidad) el paciente con dolor rotuliano tendrá muchas veces una colección clínico-radiológica anodina. Es por ello que estudiar la presión articular y la tensión o stress de los tejidos se revela como una manera eficiente de intentar cuantificar este dolor.

La elección de estas variables (presión y tensión) en el actual trabajo conduce inexorablemente al campo de la biomecánica. En la introducción se ha pretendido sumergir al lector en el estado del arte de la biomecánica relacionada con la rótula desde dos puntos de vista;

- Desde la perspectiva de las conclusiones de los distintos trabajos nos percatamos de la notable función de un elemento relativamente pequeño del aparato locomotor así como de la elevada magnitud de las fuerzas que soporta, de hasta 10 y 20 veces el peso corporal(13, 55, 68, 120).
- Desde la perspectiva de la metodología empleada para el estudio de estas fuerzas se hace evidente la dificultad técnica y ética a la que esta sometida la biomecánica del cuerpo humano. Parece pronosticable que en el mundo desarrollado actual, la computación iba a marcar un salto en el continuo para colaborar en el complejo conocimiento de la biomecánica, apareciendo así la biomecánica computacional a la que pertenece el análisis de elementos finitos. En retribución a las ventajas que nos van a ofrecer métodos como el AEF, habrá que actuar de una manera muy rigurosa y transparente ya que la gran parte del trabajo se realiza en un ambiente computacional, por lo que habrá que tener muy presente la validación previa de cada uno de los pasos realizados para que la precisión de los resultados finales se ajusten a los reales(36, 66).

Cabe puntualizar a modo de reflexión que si bien la formación de los investigadores en mecánica computacional requiere una notable inversión de tiempo y recursos, afortunadamente estos métodos tienen hoy en día una accesibilidad y difusión muy amplia. Esta difusión permite el trabajo conjunto entre disciplinas en origen independientes como pueden ser medicina e ingeniería, y tienen la gran ventaja que una vez optimizado y validado el método, las posibilidades de alterar las simulaciones son múltiples, por lo que la rentabilidad de esa inversión crece exponencialmente(36, 66). Tanto es así, que en la introducción hemos visto como los modelos computacionales en la rodilla se han reutilizado en trabajos de alta difusión para el estudio de nuevas variables potencialmente causante de dolor(2, 3, 8, 9, 58, 63, 64, 80, 83, 124, 261). Llama la atención que la mayor parte de trabajos de biomecánica computacional no son llevados a cabo por facultativos que desarrollan una función clínica sino por investigadores del campo de la ingeniería estructural y de materiales. Es evidente que estos últimos poseen una formación mas sólida en mecánica y en técnicas computacionales, lo que

probablemente sea la causa de que sean ellos los autores de múltiples de estos trabajos. En contrapartida los facultativos clínicos van a aportar una visión mas realista sobre las necesidades de los pacientes y los motivos de demanda asistencial mas prevalentes. La posibilidad de acceso de estos últimos a las bases de datos digitales hospitalarias (Pacs) dónde se almacenan las pruebas de imagen van a ofrecer un yacimiento de gran valor para cualquier estudio computacional. La formación en técnicas de procesado de imagen por especialistas en Radiodiagnóstico o Cirugía ortopédica va a permitir aprovechar estos recursos para la investigación, y que la colaboración entre medicina e ingeniería facilite el avance en el estudio de la biomecánica.

En la realización de este trabajo se ha pretendido que la lectura de las secciones de la introducción aporten gran parte de la información actualizada sobre la biomecánica de la rótula y la biomecánica computacional. Igualmente se ha pretendido mostrar de una manera transparente el material y método empleado al igual que los resultados, en aras de que con la lectura del trabajo el lector pueda obtener una visión crítica del mismo. Siguiendo esta propuesta, la discusión va a actuar a modo de unificación de las secciones previas.

7.2) Discusión conceptual

El presente trabajo trata de investigar una de las causas potenciales del dolor anterior de rodilla, concretamente el tipo de rótula. La **definición** mas extendida de dolor anterior de rodilla o dolor femoro-patelar que encontramos en la bibliografía es la siguiente; “El dolor femoro-patelar es una condición que aumenta la fuerza de compresión de la articulación femoro-patelar con la actividad y generalmente no está vinculada a un trauma o daño intraarticular conocido en la rodilla”(53, 100, 155). Esta definición ha evolucionado desde la denominación clásica previa de condromalacia patelar, al ser un término confuso que incluye degeneración tisular (53, 100, 155). A pesar de esta evolución del término en los sistemas de codificación modernos mas usados, CIE-9 y CIE-10, esta condición sigue recogién dose como condromalacia tal y como muestra la imagen de códigos en relación al dolor rotuliano(100).

ICD-9 codes for the patellofemoral pain group and anterior knee pain pathologies	
Patellofemoral Pain	Anterior Knee Pain Pathologies
717.7 – Chondromalacia of patella	718.36 – Patellar Subluxation
719.46- Pain in joint, lower leg	718.96 – Patellar Maltracking
	726.64 – Patellar Tendonitis
	726.65 – Patellar Bursitis
	727.66 – Patellar Tendon Rupture
	734.2 Osgood Schlatter
	755.64, 836.3, 836.4 – Patellar Dislocation

Fig. 207: Codificación original del dolor anterior de rodilla en CIE-9

Respecto a su **epidemiología** todos los autores afirman que es uno de los diagnósticos mas veces establecido en las visitas en consultas externas(50, 53, 100, 123, 157, 183, 274). Su incidencia y prevalencia anuales concretas es, sin embargo, desconocida(100). Sí que se ha estudiado su prevalencia dentro de las consultas por gonalgia (dolor de rodilla) en general, representando dentro del subgrupo un 40% de los diagnósticos tanto en población pediátrica como en población sedentaria de edad avanzada (53). Aunque tiene una distribución etaria homogénea, en estudios epidemiológicos se ha detectado un pico de prevalencia en adolescentes jóvenes y activos (de entre los 12 y 17 años de edad), en reclutas militares así como adultos con actividad deportiva regular pero interrumpida, los llamados “weekend warriors”(53, 100, 260, 274). La prevalencia homogénea en todas las edades desde la edad pediátrica pone de manifiesto el componente constitucional o funcional intrínseco de este dolor, mientras que los picos en perfiles poblacionales de riesgo lo relacionan claramente con el sobreuso. Al igual que ocurre con la incidencia real, no esta claro si hay un riesgo asociado al sexo, sin embargo, un reciente estudio en población militar aporta una tasa de dolor FP de 33 cada 1000 persona/año en las pacientes de sexo femenino en comparación con la tasa de 15 cada 1000 persona/año en los pacientes varones (2,23 veces más)(26). Este estudio pone de manifiesto el alto impacto sanitario de esta patología.

A esta alta prevalencia hay que añadirle dos factores; la repercusión del dolor sobre la **calidad de vida** y la asociación dolor con la degeneración articular(100). Los estudios sobre calidad de vida que utilizan cuestionarios como el SF-36 muestran un descenso dramático en las puntuaciones de calidad de vida en los pacientes afectados del dolor anterior de rodilla(100). Si a esta afectación tan intensa añadimos el carácter crónico del dolor (entre un 50% y un 90% se cronifican) podemos entender la magnitud del problema(50, 157). Asimismo, tal y como vimos en las FP demostrada, siendo el mecanismo que catalice esta transición las cargas elevadas(10, 274).

En cuanto a la **fisiopatología** son muchos los estudios, de mayor y menor evidencia causal, que se han centrado en estudiar los posibles factores de riesgo(46, 50, 53, 124, 155, 157, 172, 182, 206, 260, 266, 272, 274). Muchos de estos trabajo son revisiones que intentan ordenar estos factores elaborando clasificaciones de los mismos y estableciendo una graduación de evidencia. Con este mismo propósito existe en grupo llamado “*International Patellofemoral Pain Research*” el cual se reúne de manera bianual para consensuar toda la información disponible sobre las causas de este dolor y su tratamiento(53, 272). Sus últimas dos reuniones tuvieron lugar en Vancouver y en Manchester, en 2013 y 2015 respectivamente.

En el caso de la reunión mas actual, la que tuvo lugar en 2015 en Manchester y que lleva por título “*Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester*” se trataron las opciones terapéuticas demotradas para este dolor,

incluyendo vendajes funcionales y ortesis(53). De cara al actual trabajo tiene mas interés las conclusiones de la reunión previa de 2013 en Vancouver que lleva por título “*Patellofemoral pain consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat ,Vancouver*”(272). Esta tercera reunión internacional de consenso se dividió en tres áreas específicas, una de las cuales lleva el título “*Natural history of PFP (patello-femoral pain) and local (knee region) factors that influence PFP* ”. Esta área se compone de varios puntos que tratan de datos epidemiológicos y factores de riesgo locales en la relación con el dolor femoro-patelar y la artrosis posterior. Las otras dos áreas se centran en factores distales y en nuevas técnicas de rehabilitación(272). En cuanto a los factores que recoge, destaca que hay una fuerte evidencia de la relación entre rótula alta y tróclea femoral anormal con el dolor, sin existir esa evidencia tan fuerte para otros factores como el ángulo Q o anomalías en los retináculos femoro-patelares(272). La información de más interés de cara al actual trabajo recogida en la reunión es la que encontramos en el punto 7 dentro de factores locales (de la rodilla);

Punto 7. *The relationship between structure and biomechanics is not known. It is possible that structural abnormalities coupled with poor biomechanics will increase the likelihood of PFP. On the other hand if there is normal structure then the biomechanics may not matter. As yet, no study has examined PFJ structure and mechanics in the same cohort.*”(272)

En este punto se afirma que no se ha estudiado la relación entre estructura y dolor anterior de manera aislada, y como esta podría ser un factor de riesgo independiente, es decir, una estructura anatómica alterada con unos factores funcionales “correctos”. Podemos afirmar por tanto no solo por omisión, sino de manera activa, que este es el primer trabajo en centrarse en la anatomía de la rótula como posible factor de riesgo para el dolor FP.

Si bien en estudios como los nombrados, así como en los meta-análisis mas rigurosos no todos los factores de riesgo han demostrado una evidencia fuerte con un grado de recomendación alto, en el modelo del trabajo actual se han tenido en cuenta todos los posibles factores de riesgo aunque en el momento actual su evidencia sea moderada. Esto evita la posible polémica de introducir lo que para algunos autores serían sesgos, por ejemplo, al no introducir en nuestro modelo un el ángulo Q considerado normal. Igualmente futuros trabajos podrían acabar de demostrar la asociación causal entre los factores de riesgo “sospechados o potenciales” y dolor FP. Dicho de otro modo, en el modelo aplicamos la variable normal tanto anatómica como funcional de cada estructura involucrada con el objetivo de minimizar la introducción de factores de confusión actuales o futuros y así que la variable independiente, el tipo de rótula, sea el único que se estudia sin condicionarse por otros. Los factores fisiopatológicos que se tuvieron en cuenta son entre otros, los recogidos en el cuadro.

- Factores proximales:

- Incorrecta alineación dinámica de miembro inferior hacia el valgo, es decir, un aumento del ángulo Q(201)

- Disminución de fuerzas de grupos musculares proximales; pérdida de fuerza en musculatura abductora(201, 206)

- Factores locales:

- Alineación y estructura de la articulación. Dentro de estos se han estudiado en orden de importancia; surco troclear poco profundo, rótula alta y lesión del LPFM(58, 112, 155).

- Fuerzas musculares locales; atrofia del cuádriceps(157, 207)

- Coordinación de la musculatura local; retraso en la activación muscular del vasto medial oblicuo respecto al externo y a los isquiotibiales(157, 274)

- Factores distales:

- Factores en el pie y tobillo que conllevan una excesiva rotación interna de la tibia, que se asocia a una pronación del pie o un aumento de la dorsiflexión del tobillo(185, 274).

- Factores combinados:

- Todos los factores pueden afectar a la cinemática y a la distribución de presiones FP, pero la contribución individual de un factor puede a su vez depender de la presencia o ausencia del resto de factores(33, 274)

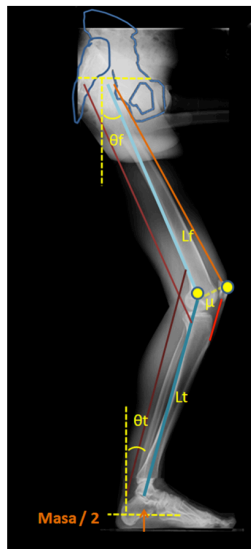
Los **factores proximales** de riesgo introducidos en el modelo son obtenidos de un voluntario asintomático respecto al dolor anterior de rodilla. En la tele-radiografía de los miembros el voluntario tiene un eje normal, eliminando la desaxación en valgo como factor de riesgo. La eliminación del efecto de la posible pérdida de fuerza de fuerza abductora en la cadera se consigue con la interacción de varios factores;

- Disposición de los segmentos corporales (fémur, pelvis y tibia) a partir del voluntario con una fuerza abductora normal durante la realización de la sentadilla mediante mecánica inversa

- Disposición de los vectores del cuádriceps (línea de acción del aparato extensor) respecto al fémur y pelvis del voluntario según los vectores (función agrupada en 3 vectores) obtenidos de los trabajos anatómicos disponibles en la bibliografía (3, 9, 58, 63, 64, 217, 228).

- Inserción distal del aparato extensor en la tibia (tendón rotuliano) obtenida del TAC del mismo voluntario asintomático con una disposición triplanar respecto a la rótula y al cuádriceps considerada normal, con lo que también controlamos el ángulo Q.

Telerradiografías durante la realización de la sentadilla en el voluntario

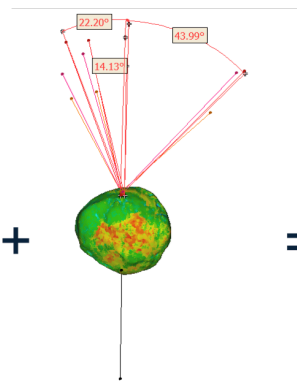


Deposición del T. Rotuliano del Tac del voluntario

+



+



Disposición tridimensional del cuádriceps respecto al fémur

=

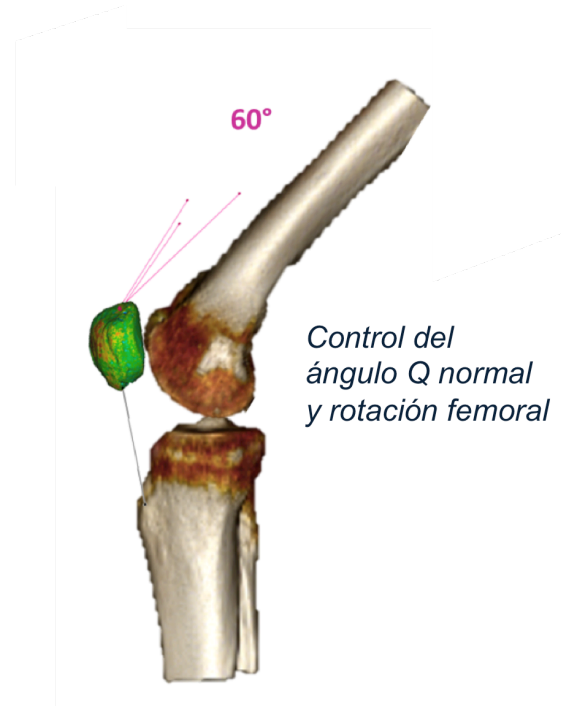


Fig. 208: Control de los posibles factores de riesgo proximales en el modelo

Para la normalización de los **factores locales** de riesgo se introdujeron de nuevo en el modelo factores controlando las variantes anormales. Para ajustar la altura rotuliana y evitar una patela alta se introdujo por un lado el tendón rotuliano del voluntario (53 mm), el cual tiene una longitud casi idéntica a la longitud media del tendón en varones publicada (55 mm)(191). Mas importante que la coincidencia en la longitud absoluta normal fue establecer en el voluntario los índices que marcan la altura rotuliana, de los cuales los que mayor concordancia inter-observador han demostrado son los índices de Insall-Salvati y el de Caton-Deschamps(105). En ambos casos estos eran normales para el voluntario (IS de 1 y CD de 0,9). La segunda acción que controló una altura rotuliana normal fue introducir el contacto femoro-patelar a 30°, 60° y 90° en la localización de la cara articular rotuliana correspondiente. Estos valores se aplicaron tal y como se vio en el material y métodos tras hacer una media de los valores obtenidos publicados los estudios experimentales publicados aumentando su área un 25% tal y como ocurre bajo la condición de carga como demostraron Besier et al.(4, 127, 171) (22). Otro de los factores de riesgo estudiados, la función del LFPM, así como del retináculo lateral se controló introduciendo estas estructuras el modelo a partir de las medidas del voluntario y aplicando en cada ejemplar de rótula la inserción que se obtuvo de la disección anatómica del ejemplar. El método para controlar la profundidad del surco troclear se desarrollará mas adelante.

Respecto a los factores de riesgo locales de características funcionales (debilidad del aparato extensor y disfunción del vasto medial oblicuo) igualmente estos se ajustaron a la normalidad dentro del modelo. La manera de realizar este paso fue obtener la fuerza total que debía realizar

el cuádriceps dadas las características antropomórficas del voluntario (en el caso de 60° 2700 newton) y distribuirla en cada uno de los tres vectores (Ra/Vm/VI) según las proporciones obtenidas tanto por Sakai et al. como por Farahmand et al., y utilizadas en la mayoría de AEF de la rótula, es decir 3: 2 :2,5 respectivamente.(3, 9, 64, 124, 217). Estos valores simulan un cuádriceps normo-funcional, de hecho en el AEF publicado en “*The Knee*” en 2016, los autores debilitaban deliberadamente el vasto medial, al reducir la fuerza estimada que este debía realizar un 15,5%, lo que resultaba en unas tensiones aumentadas sobre la rótula(9).

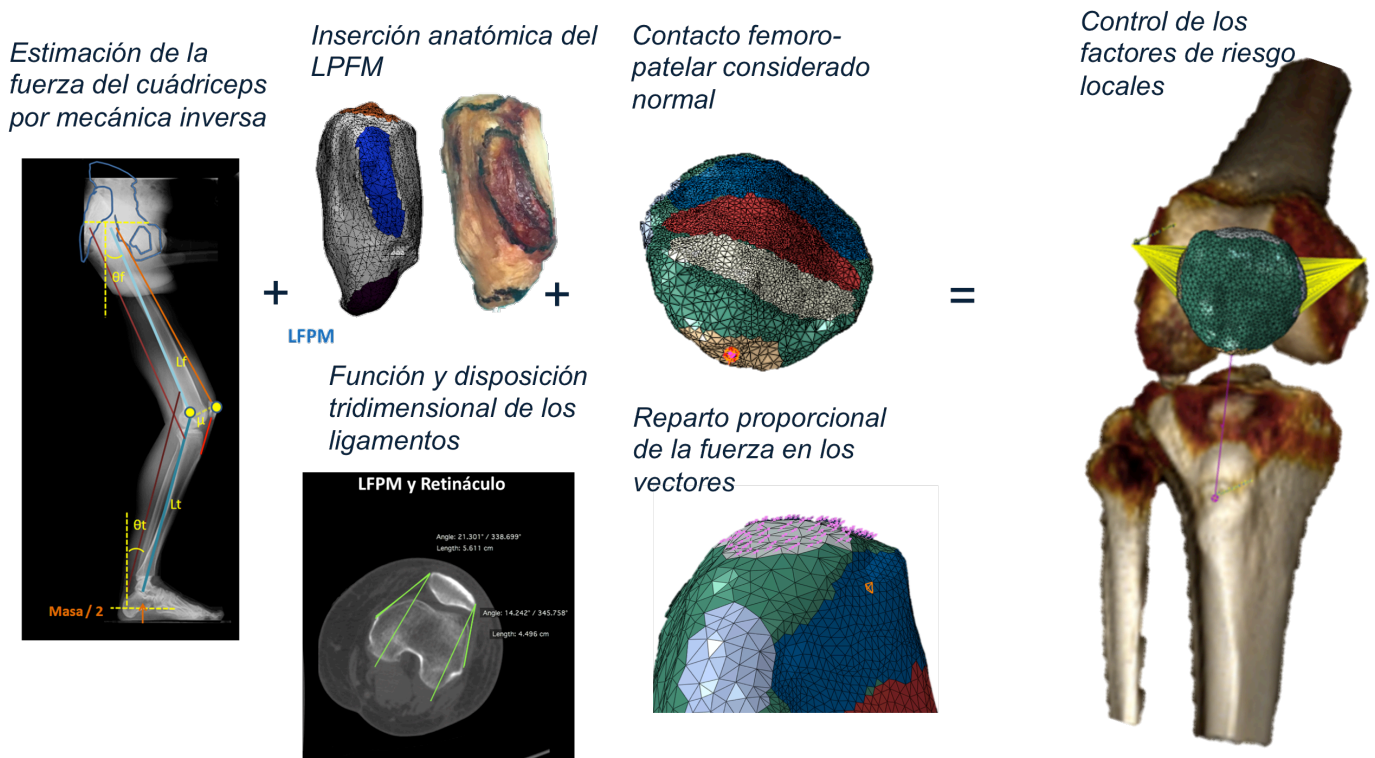


Fig. 209: Control de los posibles factores de riesgo locales en el modelo

Por su parte los **factores de riesgo distales** en el modelo (rotación tibial y posición del tobillo) se controlan con la correcta inserción tridimensional del ligamento rotuliano respecto a la actuación del contacto femoro-patelar y la función del cuádriceps tal y como se ha mostrado previamente.

Así pues el objetivo o concepto del actual trabajo parece adecuado en relación a las potenciales implicaciones clínicas. En el cuadro se recoge lo mas relevante sobre discusión conceptual:

- El dolor FP es una patología muy prevalente, con carácter crónico y con una profunda repercusión en los pacientes que la padecen
- No se ha estudiado si la estructura anatómica de la rótula es un factor de riesgo independiente para el dolor
- Estudiar un factor de riesgo de manera aislada implica controlar todos los demás factores de riesgo potenciales para evitar la introducción de sesgos de confusión.

En el siguiente apartado, discusión metodológica, se va a argumentar la decisión de escoger la biomecánica computacional como método experimental y se van a realizar una visión crítica de la actuación de cada uno de los pasos del AEF.

7.3) Discusión metodológica

7.3.1) Elección del AEF como método de estudio

La elección del método de investigación para lograr el objetivo del actual trabajo no fue desde el principio el mismo. La idea inicial fue la de intentar conocer a través de la trabeculación ósea de la rótula; su densidad y orientación, si un tipo de rótula frente a otro “sufría” unas fuerzas mayores. Es decir, mantener la misma hipótesis, pero que la variable dependiente en lugar de ser la medición directa de las fuerzas fuese estudiar estas a través de la trabeculación. Basándonos en la ley de Wolff, aquellas rótulas que hubiesen desarrollado mas trabeculación en respuesta a las demandas biomecánicas serían las que están sometidas a mayores presiones y tensiones(91, 92). Siguiendo esta primera idea, se obtuvieron protocolos de radiografía digital de las rótulas utilizados en la detección precoz de cáncer de mama (mamografía).

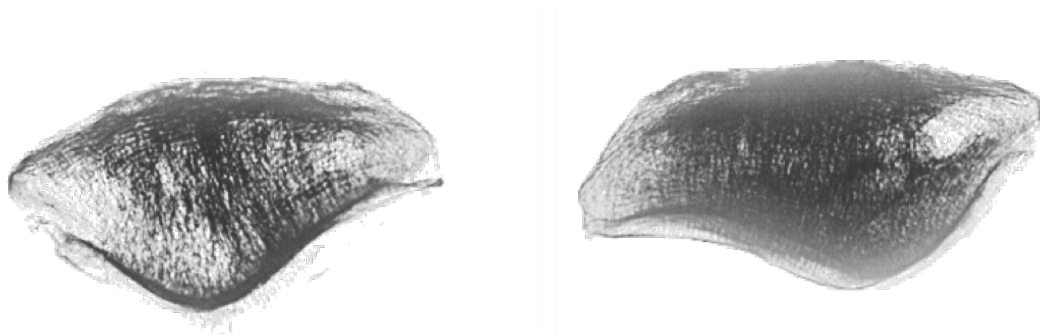


Fig. 210: Estudio inicial de las rótulas con mamografía.

Este método tiene un enfoque retrospectivo, es decir, parte de las consecuencias biológicas de las cargas para así determinar como son estas. Estudios de este tipo se llevaron a cabo durante décadas en regiones como el fémur proximal la tibia o el calcáneo(59).

En esta metodología son muchas las variables que escapan al control del investigador, como la actividad del individuo, las características antropomórficas o la capacidad biológica. En todo caso en este trabajo inicial sí que obtuvimos conclusiones preliminares consecuentes con la función biomecánica de la rótula. La rótula, al igual que el resto de huesos del cuerpo, esta sujeta a la ley de remodelación ósea bajo demandas mecánicas. En todos lo casos se apreció una trabeculación supero-inferior en el tercio anterior, dónde se concentran las fuerzas distractoras del aparato extensor y en los dos tercios posteriores, dónde se concentran las altas fuerzas de compresión, estas tienen una disposición anteroposterior. Con nuestro objetivo las trabéculas que mas interés nos suscitan serán aquellas formadas para aguantar oponerse a la altas cargas

compresivas. Mas adelante explicaremos como la trabeculación de cada ejemplar se incluye en el modelo computacional realizado.

Realizar un estudio que en lugar de evaluar las consecuencias de la presión a nivel de la rótula, tenga un carácter prospectivo (poder introducir variables de manera anterógrada) para estudiar las fuerzas resultantes implicaba, o bien crear un montaje experimental como el utilizado previamente en nuestro servicio y en muchos otros trabajos o realizar un diseño matemático(255). A lo largo de la introducción hemos visto muchos ejemplos de estos estudios en las secciones de FRFP y presión FP. Se decidió no realizar un **estudio experimental** por distintas razones;

- El dolor FP tiene su mecanismo fisiopatológico en el aumento de la presión y tensión experimentados por la rótula(46, 50, 53, 124, 155, 157, 172, 182, 206, 260, 266, 272, 274). Estas fuerzas son máximas durante la realización de actividades donde el aparato extensor activa su función excéntrica como subir o bajar escaleras o realizar ejercicios como la sentadilla(157, 266, 274). Tales ejercicios no son posibles de recrear con un método experimental en cadáver. Realizarlo en voluntarios, si bien es posible, implicaría la medición de las variables resultantes con métodos indirectos como EMG, dinamómetros de fuerza o implantes con sensores de presión, los cuales no existen a día de hoy para la articulación FP (86) (114, 222). Estos métodos si bien hubiesen permitido estimar las fuerzas en la articulación no hubiesen permitido ver como se distribuyen en la cara posterior de la rótula, ni introducir la que queremos que sea la variable independiente, es decir, la anatomía de la cara posterior.

- Los montajes experimentales se influyen mucho por el diseño del propio montaje, al incorporar un mayor o menor grado de composición artesanal según el tipo de conectores musculares o sistemas de fijación. Esta actuación limita de alguna manera la reproducibilidad de los resultados(261). Esta característica se puede aplicar igualmente a los métodos computacionales, ya que es el investigador quien decide entre las distintas alternativas, las que incluye en su modelo. Es por ello que con el fin de que el actual trabajo sea lo mas reproducible posible, en su mayor parte se han utilizado las opciones de cada actuación con una mayor validación mediante otros métodos. Entre estas están;

- Utilizar un protocolo de TAC validado(161)
- Utilizar una clasificación de las rótulas reproducible
- Utilización del post-procesado semiautomático de las imágenes (“patrón oro”) (280)
- Evitar la pérdida de información mediante la técnica basada en el vóxel para crear la malla(199)
- Mantenimiento de los elementos con menor calidad por debajo del 5% tal y como se recomienda en biomecánica (36)

- Asignación de propiedades materiales orto-trópicas para conservar el anisotropismo óseo(248)
- Aplicación de datos antropomórficos en los músculos y ligamentos considerados normales, obtenidos estos a partir de un voluntario y de estudios anatómicos(9, 73, 217)

Las modificaciones metodológicas mas notables que incluye este trabajo son dos; no incluir el fémur en el contacto femoro-patelar y realizar disección anatómica para recrear las inserciones ligamentosas. Posteriormente se justificarán estas actuaciones.

Respecto a los **estudios matemáticos o analíticos** en el actual trabajo sólo se hace una utilización parcial de ellos. Se utilizan para estimar las fuerzas totales que el peso corporal transmite a la rótula en el voluntario de 70kg y la fuerza global del aparato extensor, ambas para cada una de las tres sentadillas. En la sección de FRFP vimos muchos ejemplos clásicos en los que el estudio de estas fuerzas terminaba simplemente con crear un modelo similar y exponer los resultados (68, 128, 143, 180, 210, 284). En nuestro caso esta forma de trabajo no hubiese permitido, al igual que ocurría con los voluntarios, aplicar nuestra variable independiente; el tipo de rótula. Igualmente no hubiésemos podido cuantificar ni el stress en los tejidos ni la presión en la superficie articular.

Los **estudios computacionales** surgen precisamente para intentar superar las limitaciones de los dos tipos de estudios clásicos, o al menos, fusionar las ventajas de ambos;

- Permiten simular actividades de la vida real, concretamente la actividad de interés con la patología relacionada con el objeto de estudio (79, 122, 149, 199, 226).
- Permiten una medición directa y precisa de las variables dependientes que se asocian con dicha patología, ya sea rotura, stress o desplazamiento(79, 122, 149, 199, 226, 255).

Estos estudios como hemos visto deben su existencia al desarrollo de software específico para el modelado computacional, lo cual ha permitido el estudio de distintos parámetros que afectan a las fuerzas FP. A estos modelos se incorpora la información previa de todos los estudios vistos previamente (en cadáver y en voluntarios), incorporando parámetros como las fuerzas de los vientres del cuádriceps, la geometría articular, las estructuras retinaculares así como las propiedades materiales(62, 151, 159, 202, 252). Actualmente, los métodos computacionales son de hecho la herramienta mas difundida para el estudio en biomecánica, como demuestra, que sea la herramienta que utiliza la industria del diseño de implantes en traumatología, la cual que mueve una de las inversiones mas amplias de recursos de los sistemas sanitario en los países occidentales (59, 150, 186, 261). Dentro de estas técnicas de computación el AEF es la que ha resultado mas efectiva. En palabras de Poelert et al. “...*el AEF es la técnica de computación avanzada más expandida en biomecánica para el análisis estructural de todo tipos de tejidos humanos, como la evaluación de la redistribución de la carga en el tejido óseo después de la introducción de un implante*”(199).

Así pues el AEF se ha impuesto a día de hoy como el patrón oro en biomecánica del aparato locomotor, no obstante, no todo van a ser ventajas dentro del método computacional. Dejando de lado la inversión en formación y recursos, puesto que el método se mueve un ambiente computacional, en su inicio debe de ver validar sus resultados con métodos mas tangibles. Ha superado con creces esta prueba en múltiples estudios cuyo objetivo principal era precisamente ese, la validación. Está demostrada en múltiples trabajos la buena correlación entre los resultados de los modelos computacionales y la configuración in vitro(241, 276). En otros trabajos la manera de actuación ha sido validar parcialmente el método con un sistema experimental o matemático, para después aplicar las ventajas reales del AEF; es decir, la simulación real de actividades (241, 276). En el caso de los AEF de la rótula, hemos visto varios trabajos, especialmente los pioneros, que incorporaban montajes experimentales de validación(2, 63, 261).

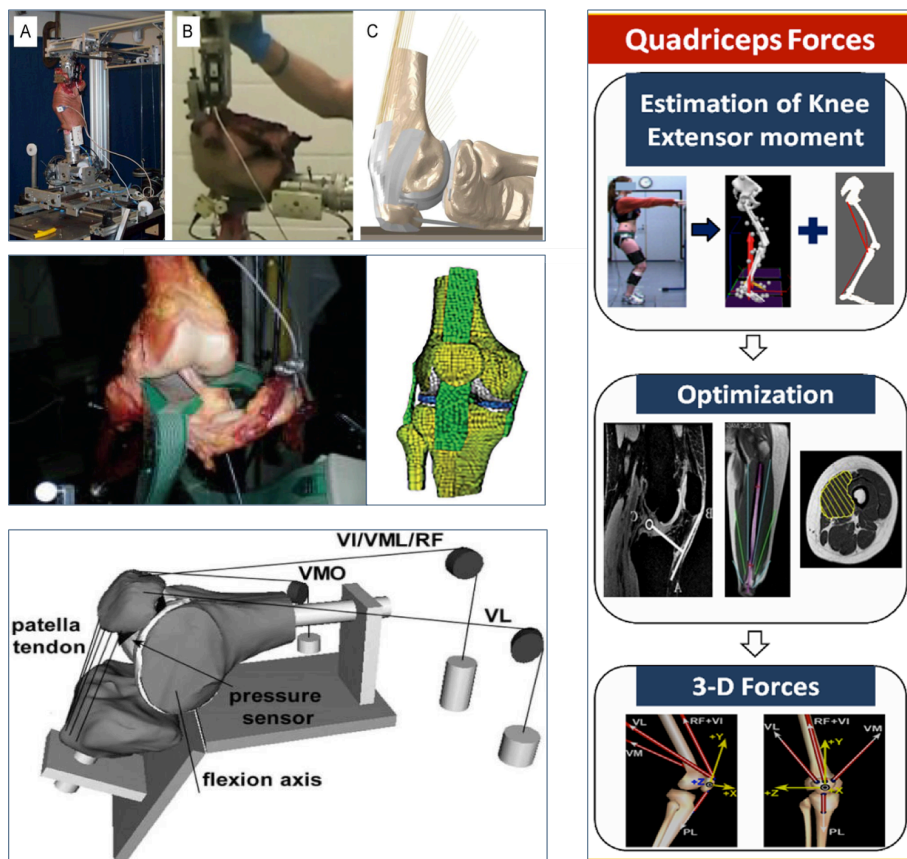


Fig. 211: Validación mediante sistemas experimentales de distintos AEF en la rótula. (2, 63, 261)

La utilización de un método anterior para la validación de una nueva técnica (ya sea de investigación o diagnóstica) que aspira a ser el patrón oro, es una actuación casi constante en la medicina de la evidencia. En el caso de los AEF sobre la rótula mas actuales, vemos como la metodología es casi común a todos ellos, y los mas recientes dejan de incorporar métodos de validación directa en sus trabajos, sino que se basan en validación previas disponibles en la

literatura(9, 58, 81). Al igual que ocurre en los estudios experimentales, en los computacionales la precisión de los resultados va a determinarse por el rigor y la veracidad con la que se crea el modelo, por ello en lo que resta se va a evaluar y justificar cada paso dentro del AEF realizado. En la tabla se muestra una síntesis de las diferentes variantes metodológicas utilizadas en los AEF relacionados con la rótula expuestos en la introducción.

Trabajo y año	Muestra anatómica	Pruebas de imagen	Propiedades materiales	Ligamentos	Cuádriceps	Contacto	Ejercicio
(176) 2005 Mesfar	Ninguna; creación virtual	Ninguna	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Virtual	Contracción concéntrica a fuerzas bajas
(228) 2006 Shirazi- Adl	Ninguna; creación virtual	Ninguna	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Virtual	Efecto de la cirugía de Maquet sobre la presión FP
(23) 2008 Besier	Voluntarios	RMN abierta	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	17 conectores con el ratio y fuerzas del estudio de Farahmand et al. (73)	Estimado de RMN	Análisis cuasi- estático de sentadilla en carga parcial a 60° de flexión
(74) 2010 Farrokhi	Voluntarios	RMN cerrada	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Estimado de RMN	Análisis cuasi- estático de sentadilla en carga parcial a 15° y 45° de flexión. Fuerza obtenida por EMG

(63) 2010 Elias	10 rodillas de cadáver	RMN cerrada	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Estimado de RMN	Contracción concéntrica a fuerzas bajas
(80) 2010 Fitzpatrick	16 voluntarios	RMN	Comparan Isotrópicas fijas con dar propiedades de material rígido al cartilago	Membranas en dos dimensiones con propiedades de la bibliografía	5 elementos bidimensionales con el ratio y fuerzas del estudio de Farahmand et al. (73)	Estimado de Rx laterales de un voluntario	Contracción excéntrica con fuerzas del cuádriceps entre 300 y 1000N
(79) 2010 Fitzpatrick	8 rodillas cadáver	RMN y TAC	Asignación orto-trópica	Membranas en dos dimensiones con propiedades de la bibliografía	Membranas en dos dimensiones con el ratio y fuerzas del estudio de Farahmand et al. (73)	Estimado de RMN	Análisis cuasi estático cargando el cuádriceps con 1000N
(3) 2012 Adouni	Ninguna; creación virtual	Ninguna	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Virtual	Análisis cuasi estático con fuerzas estimadas de voluntaria de 62 kg
(252) 2012 Jonberger	Rodilla de cadáver	RMN	Isotrópicas fijas para el cartilago y para el hueso cortical y trabecular	Membranas en dos dimensiones con propiedades de la bibliografía	3 vectores de manera anatómica sin especificar	Sin especificar	Análisis dinámico de una sentadilla de 10 segundos

(2) 2013 Abo-Alhol	4 rodillas cadáver	RMN y TAC	Asignación orto-trópica	Membranas en dos dimensiones con propiedades de la bibliografía	Membranas en dos dimensiones con el ratio y fuerzas del estudio de Farahmand et al. (73)	Estimado de RMN	Concéntrico bajo para validación y cargas ("reales") simulando una genuflexión a para investigación
(64) 2013 Elias	8 rodillas cadáver	RMN	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Colocación de rótula manual con "Contacto" obtenido de la bibliografía	Contracción isométrica en fuerzas bajas
(124) 2013 Ho	20 voluntarias	RMN en semicarga y TAC para material*	Asignación orto-trópica	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Colocación de rótula manual con "Contacto" obtenido de la bibliografía	Análisis cuasi estático de la sentadilla
(261) 2014 Wong	Voluntario de 60 kg	RMN y TAC	Asignación orto- trópica??	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	1 sólo vector de tracción	Estimado de RMN	Estudio del contacto durante la sentadilla a cargas bajas
(58) 2105 DeVries	Rodilla de cadáver	RMN	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Disección anatómica para inserción + propiedades de bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Estimado de RMN	Análisis cuasi estático cargando el cuádriceps con 178 N

(9) 2016 Aksahin	Base de datos (PACs)	TAC	Isotrópicas fijas al cartilago con hueso como material rígido	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5. (217) (73)	Colocación de la rótula manual	Análisis cuasi estático cargando el cuádriceps con 137 N
(81) 2016 Fitzpatrick	Voluntario	RMN	Sin especificar	Varios elementos monoaxiales con propiedades de la bibliografía	Membranas en dos dimensiones con el ratio y fuerzas del estudio de Farahmand et al. (73)	Estimado de RMN	Análisis cuasi estático de la flexión de rodilla entre los 0° y los 40° con 400 N de carga

Tabla 7. Metodología en los 16 AEF sobre la rótula mas actuales

Respecto a las variables mostradas, en el actual trabajo se decidió utilizar las siguientes;

- Muestras anatómicas como objeto de estudio y sujeto voluntario para la estimación de fuerzas
- La prueba de imagen utilizada fue un protocolo de TAC helicoidal experimental.
- Los ligamentos se representaron como elementos monoaxiales con propiedades mecánicas obtenidas de la bibliografía, utilizando la disección anatómica para recrear su inserción.
- El aparato extensor se representó como 3 vectores VMO:RF/VIM:VL con el ratio de repartición de fuerzas 2:3:2,5 obtenido de estudios previos.
- El contacto se aplicó sobre la rótula directamente a partir de los datos de estudios previos sin utilizar el fémur del cadáver.
- El ejercicio que se analizó fueron 3 sentadillas mediante un análisis cuasi-estático con fuerzas estimadas de un voluntario durante la realización de los ejercicios en radiografías laterales en vivo.

Vamos a proceder a justificar y analizar estas actuaciones

7.3.2) Justificación de la elección de los ejemplares y los protocolos de imagen

Como hemos visto en los distintos AEF, son esencialmente tres las opciones que el investigador puede escoger como objeto anatómico para crear la malla en su análisis computacional en biomecánica(199);

- Pruebas de imagen obtenidas de un voluntario
- Creación virtual a partir de modelos estadísticos de forma (“SAM”)
- Muestras anatómicas de cadáver

Tal y como se vio en la introducción, cada una de ellas poseerá unas ventajas y unos inconvenientes. En nuestro caso optamos por escoger muestras de rodillas de donante, ya que las otras dos alternativas no satisfacían el método que se quiso emplear en cuanto a la aplicación de materiales, protocolos de imagen y anatomía de los ejemplares. Los modelos estadísticos de forma representan la forma media de los huesos para la población obtenida a través de una muestra, así como la distribución media de densidad en los huesos de la población (119). Permite a partir de técnicas de imagen (2D) ajustar la geometría 3D del “modelo estándar” (SSIM) para un paciente concreto. Tiene la ventaja en aplicación clínica de utilizar pruebas de imagen más simples. Sin embargo la representación de las propiedades materiales en este tipo de método es imprecisa, ya que no tiene en cuenta variaciones interindividuales ni propiedades como la anisotropía del hueso(280). En nuestro caso concreto en el que la variable es precisamente la variación de la forma anatómica de las rótulas, este método no podía utilizarse. Sí que sería útil en el caso de haber querido por ejemplo, estudiar una alteración del aparato extensor sobre una anatomía de la rodilla considerada media o normal. Los métodos SAM, en reciente expansión, buscan una optimización del AEF para utilizarlos en la práctica clínica habitual y no en la investigación (280).

En el caso de haber utilizado pruebas de imagen de pacientes obtenidas del PACs del HGUGM, hubiésemos tenido dos opciones, escoger pruebas de RMN o TAC de rodilla, ya que ambas proporcionan información en 3D en relación con la forma y densidad de distribución de hueso(126). La ventaja de la RMN es que hubiésemos podido recrear las estructura blandas de una manera mucho mas sencilla que la empleada en el actual trabajo. El precio de esta visión de las partes blandas, es que la RMN, va a aportar menos información sobre las propiedades materiales del hueso y sobre la forma, aún menos en estructuras de alta densidad como el hueso cortical(195). Ello es debido a que su fuente de datos sobre la densidad es menor y porque el número de cortes que es posible realizar es del orden de 50-100 veces menos que en la TC(18). Este número de cortes ha demostrado tener una relación positiva con la precisión a la hora de predecir el comportamiento mecánico en un AEF(226). La TC es pues frente a la RMN la prueba que nos va a aportar una mayor resolución espacial, y esta resolución volumétrica (3D) del TAC es dependiente de la dosis de radiación(216).

En nuestro modelo el interés de recrear con el más mínimo detalle el objeto de estudio la rótula, hizo que escogiésemos el TAC por las ventajas que nos ofrece para representar la estructura ósea de la rótula con el máximo detalle. Los ligamentos que aplicamos posteriormente así como el aparato extensor, se aplicó para todos los casos igual, siendo los que se aplicaron las variantes anatómicas consideradas normales. Puesto que es un estudio comparativo dónde el tipo de

rótula es la variable que requiere mas atención, y la representación de la trabeculación con el máximo detalle importa, se decidió utilizar TAC y no RMN al no ser de interés en nuestro diseño las características musculares y ligamentosas del individuo con un tipo de rótula I o un tipo de rótula III por ejemplo. De hecho estas características se igualaron en todos los casos como hemos visto, para evitar la introducción de posibles factores de confusión. En la tabla previa de AEF de la rótula se aprecia como aquellos estudios en los que se cuidaron las propiedades materiales, utilizando una distribución orto-trópica de las propiedades, se utilizó la TAC(2).

Dentro de los protocolos de TAC, la micro TC tiene la resolución más alta para realizar un AEF (194). Sin embargo la tomografía obtenida por Multi-Detectores (MDTC) mas moderna, como la utilizada en el actual trabajo (MDCT Phillips Brilliance de 64 cortes) ha demostrado una resolución espacial alcanzando una precisión comparable a la micro CT en la precisión para un AEF en varios trabajos(18, 59). Este hallazgo facilitó la utilización de una de las máquinas de las que disponemos en el HGUGM sin necesidad de utilizar una Micro-TC, los cuales tienen una difusión muy limitada a ciertos centros de investigación.

Por otra parte las ventajas de utilizar unas rótulas de cadáver frente a estudios de TAC obtenidos del PACs son principalmente tres:

- 1) Poder realizar una disección anatómica para representar las inserciones ligamentosas.
- 2) Poder someterlas a un protocolo de mayor radiación que el habitual para obtener un tamaño de vóxel final mucho menor; mas preciso.
- 3) Poder estandarizar el estudio para todos los ejemplares incluyendo un radio-trazador para asegurarnos que las propiedades materiales introducidas se hacen de manera idéntica en todos los casos (Figura 212).

El protocolo experimental que se acabo utilizando fue idéntico al utilizado en el trabajo de 2015 de Liebl et al. (460 mAs y 120 kV) , con el cual se consigue un tamaño de voxel de $150 \times 150 \times 150 \mu\text{m}^3$ (161). Es decir, un vóxel muy pequeño, con el que llegamos a representar la trabécula con una altísima precisión, en nuestro caso de $244 \times 244 \times 244 \mu\text{m}^3$ (Ver Figura 213).

.La segunda prueba de imagen utilizada fue la tele-radiografía sagital del voluntario durante la realización de la sentadilla para estimar de manera analítica las fuerzas para introducir en todos los AEF, de manera idéntica al AEF de Fitzpatrick et al. de 2010(80).

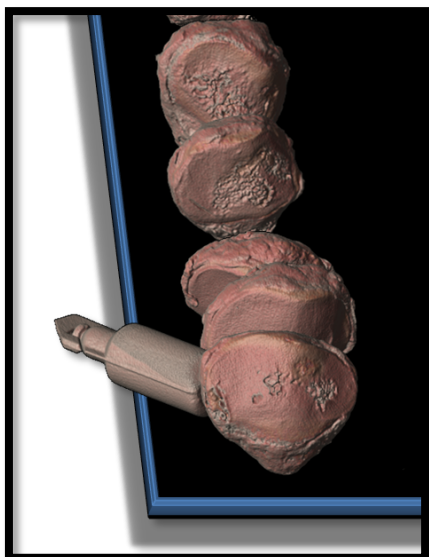


Fig. 212: Radiotrazador de suero salino en el protocolo empleado

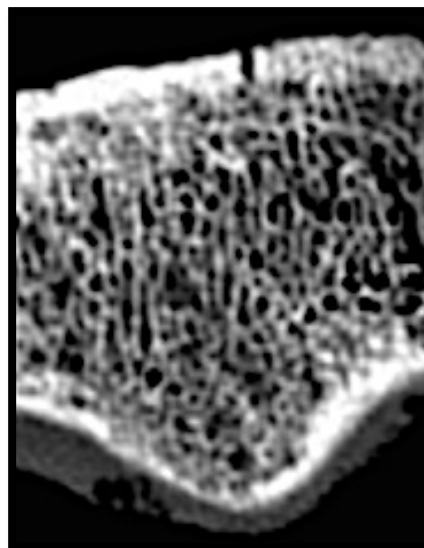


Fig. 213: Detalle de la trabeculación con el protocolo de MDCT empleado

7.3.3) Justificación del sistema de clasificación de las rótulas

Como hemos visto en la introducción la cara posterior de la rótula es el área del hueso con mayor interés desde el punto de vista clínico y a diferencia del resto de su anatomía es la que mas variación presenta entre individuos(246). En el momento de clasificar los ejemplares seleccionados en tres categorías la idea inicial fue la de utilizar la clasificación morfológica de Wiberg(39). Esta clasificación, la mas difundida en la practica clínica se basa en la percepción individual subjetiva de la relación entre ambas facetas posteriores, de hecho la propia clasificación utilizada expresiones como “*El tipo I son aquellas con unas facetas medial y lateral cóncavas de igual tamaño*” o “*El tipo II con rótulas con una faceta medial plana o levemente convexa y considerablemente mas pequeña que la faceta lateral*”. Este tipo de directrices a la hora de utilizar una clasificación conlleva cierto grado de confusión y al intentar utilizarse inicialmente por el doctorando se detectó una discrepancia intra-observador al realizarla en días distintos. De hecho tras poner en marcha el sistema de clasificación inicial, el cual se basó en utilizar un sistema de encuesta sobre fotografías axiales de las rótulas entre residentes de cuarto y quinto año, se obtuvo un coeficiente de concordancia (Kappa ponderado) entre los observadores inferior a 0,2. Ello demuestra la poca reproducibilidad inter-observador de esta clasificación. Si a esto añadimos que la clasificación propuesta inicialmente por Wiberg no conlleva ninguna peculiaridad pronóstica o clínica no cumple los principales requisitos de una clasificación en cirugía ortopédica (97);

- Alta reproducibilidad
- Alta concordancia
- Utilidad diagnóstico/terapéutica.

La metodología de clasificación utilizada en el actual trabajo es un método totalmente automatizado siguiendo una sistemática. El utilizar siempre el mismo sistema para la

localización de planos (% de longitud cráneo-caudal) y la medición axial precisa, en una prueba en tres dimensiones como el TAC, hace del sistema una clasificación reproducible y objetivable. En la fase de análisis de resultados argumentaremos como los valores elegidos para clasificar las rótulas (ratio menor a 60-40 para tipo I, mayor de 66-34 para tipo III y resto para tipo II) conllevan características pronósticas. Estos puntos de corte se implantaron tras seleccionar los ejemplares para poder crear unos grupos con tamaño muestral similar, es decir, mantener una distribución epidemiológica frecuente para los tres tipos, sin ser el objetivo del actual trabajo conocer la distribución demográfica de los mismos (los ejemplares se seleccionaron de una manera aleatoria en cuanto a su anatomía). En el caso de la clasificación de Wiberg el tipo de rótula I la estiman en un 10% de los sujetos, mientras que el III en un 25%, de nuevo sometidos a las limitaciones de la clasificación(235). Utilizando la metodología de este trabajo obtenemos una clasificación reproducible que agrupa las rótulas en tres tipos con una prevalencia similar en la población.

7.3.4) Justificación del post-procesado, discretización de la malla y propiedades materiales

La conversión de las muestras anatómicas en mallas geométricas de elementos finitos, es la única etapa en la que la biomecánica es mas eficiente que la ingeniería mecánica(199). Hemos visto que la creación de esa malla es un proceso minucioso que no puede ser totalmente automatizado y en el que el investigador debe de estar familiarizado con las ventajas y desventajas del modelado (66). El objetivo final de esta fase va a ser reducir la complejidad del modelo a proporciones manejables sin perder precisión(66).

En biomecánica se sucederán tres fases dentro del modelado; segmentación de la imágenes, creación de la malla (discretización) y aplicación de condiciones materiales;

1) En el actual trabajo se utilizó la segmentación semiautomática la cual ha demostrado ser la técnica de procesado de imágenes mas eficientes(194). En este enfoque, la forma del hueso se obtiene primero usando técnicas de umbralización automáticas (*“thresholding”*) seguido de ajustes manuales para asegurarse de que tanto la forma del hueso como los valores de escala de grises incluidos es la correcta(35). En nuestra caso en la fase de umbralización se anotó las Unidades Hounsfield del cartílago (media -155 HU) y las del hueso (media 300 HU) en cada ejemplar, ya que la distribución de propiedades materiales no fue igual en ambos tejidos. Con este primer paso se limitan los vóxeles de interés para incluir por en el modelo. A partir de esto se crearon las mallas geométricas preliminares de manera automática (con unos 70000 triángulos en cada rótula), las cuales no son aptas para la realización de un AEF. Antes de pasar a la fase de discretización se ha de mejorar la calidad del objeto resultante sin perder precisión, para lo cual hay una serie de técnicas validadas que se incorporan en los distintos software de procesado de imágenes(60). Entre estos se encuentran algoritmos de micro-deformación para cerrar pequeños orificios superficiales, como son la entrada de arteriolas (41). En nuestro caso

utilizamos para ello las mismas técnicas que utilizamos al preparar las mallas para impresión 3D en la práctica clínica del servicio, las cuales puede introducir un máximo de error geométrico del 0,1% (44, 197). La técnica utilizada, la segmentación semiautomática realizada por radiólogos anatómicamente formados o especialistas en procesamiento de imágenes, se considera el estándar oro en términos de precisión de cara a preparar un modelo para realizar un AEF(220). Esta misma técnica se utiliza para el desarrollo de implantes a medida en cirugía ortopédica como para la planificación quirúrgica tanto de cirugía traumatológica como electiva(280).

2) Las mallas geométricas creadas se sometieron a las técnicas de mejora de calidad siguiendo los estándares de calidad en AEF en biomecánica. El primer paso fue aplicar la técnica basada en el vóxel (crear por cada vóxel un elemento), con el objetivo de no perder ninguna información(199). Estas mallas inicialmente tuvieron un número de elementos tetraedros fuera de los estándares de aproximadamente el 38% (rango 17%-50%) por lo que no eran aptas para continuar el proceso. Se siguieron las directrices de uno de los trabajos mas relevantes sobre las mallas de elementos finitos en biomecánica, el trabajo de 2013 de Burkhart et al. titulado *“Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: a review with recommendations associated with the modeling of bone tissue”*. Siguiendo sus recomendaciones se aplicaron las técnicas de mejora de calidad de la malla para que el número de elementos con un ratio de aspecto mayor de 0,3 y un ángulo en el elemento menor a 30° o mayor a 150° fuesen inferiores al 5%. De otra manera los resultados finales de tensión y presión se alterarían, ya que no seguir estas directrices implicaría que en ciertas partes de la anatomía de la rótula se creasen “filos” o “espinas” dónde los valores se dispararían al concentrar la fuerza. Tras aplicar el algoritmo de Laplacian para el contorneado activo el número de elementos fuera de los estándares fue de media del 1,2 % en el análisis de calidad. Por lo que todas las mallas cumplían los estándares de calidad en cuanto a la forma de los elementos para biomecánica.

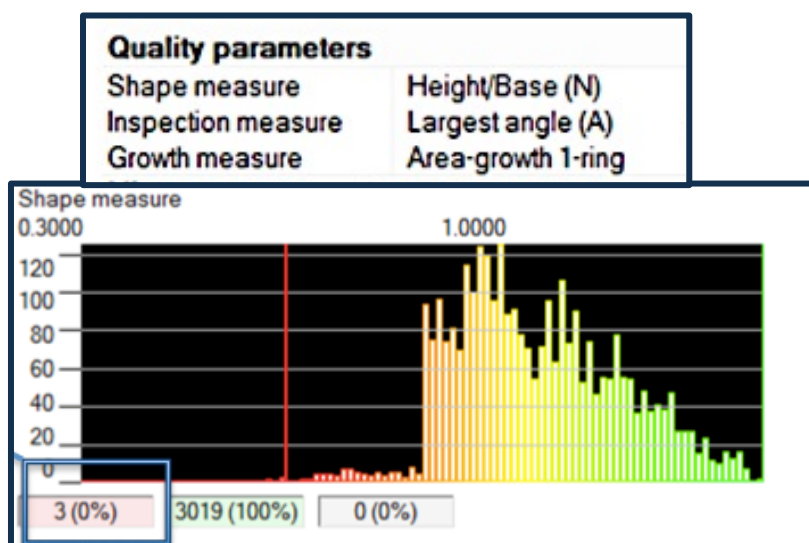


Fig. 214: Análisis de calidad final respecto al ratio de aspecto en uno de los ejemplares

Manteniendo los estándares de calidad se obtuvieron volumétricas de aproximadamente 63000 elementos, las cuales guardan fielmente la forma original de las rótulas con un error geométrico despreciable inferior a 500 micras. Por lo tanto las mallas cumplieron dos requisitos básicos; mantener la forma anatómica y ser aptas para realizar las simulaciones sobre ellas sin falsear los resultados.

3) Sobre estas mallas se utilizó la asignación orto-trópica de materiales. De los 16 AEF sobre la rótula expuestos en la tabla, sólo en 3 de ellos (a partir de 2013) se utiliza esta técnica(2, 64, 124). En algunos casos, en lo que la variable son factores de inestabilidad rotuliana o tracking patelar bajo alguna condición anómala es muy probable que estas propiedades materiales puedan simplificarse. Sin embargo en nuestro caso, dónde la variable es el stress o tensión experimentado por el tejido, representar este tejido con la máxima precisión es fundamental ya que la correcta representación van a definir la distribución de stress y el desplazamiento en función de sus características(275). Además de influirse los resultados (stress y presión) en nuestro caso era clave representar la trabeculación rotuliana con la máxima precisión ya que lo único que va a diferenciar las simulaciones que se comparan es precisamente el tipo de rótula incluyendo sus características anatómicas milimétrica. Esta características determinan el comportamiento del hueso como un material anisotrópico tanto a escala de forma anatómica macroscópica como a escala tisular (250). Ante la imposibilidad de analizar la aportación de cada trabécula (teniendo en cuenta su densidad, dirección y forma) en un primer momento se apostó como hemos visto, por entender su comportamiento global de manera descriptiva con las mamografías. Sin embargo los experimentos recientes que han demostrado que la distribución orto-trópica de materiales representa la anisotropía del hueso rompen una barrera en la biomecánica computacional(248). Mediante una simplificación de la representación material (utilizando materiales elásticos isotrópicos), pero haciendo una distribución precisa de los mismos, representamos la complejidad material del hueso (134, 163, 256, 280). Tal y como se explicó en la introducción un material isotrópico elástico queda definido por tres variables, la densidad, el módulo elástico y el coeficiente de Poisson. La técnica orto-trópica en esencia realiza una distribución automática de diferentes materiales elásticos (20 en nuestro caso) en cada elemento. Esto requiere como hemos visto de la introducción simplemente de unas ecuaciones de conversión entre;

$$HU \rightarrow \rho_{app} \rightarrow E \rightarrow \nu$$

El partir de HU requiere forzosamente la utilización de la TAC para realizar esta técnica, no siendo válida la RMN aisladamente. De hecho la precisión en la distribución de la escala de grises de la TAC (y por tanto de todas las propiedades materiales) es directamente proporcional al número de cortes (50-100 veces mayor que en RMN) y a la dosis de radiación (18, 216). El

utilizar muestras de cadáver permitió utilizar un protocolo de TAC experimental no apto para la práctica clínica.

La introducción del trazador hidrosalino en el estudio sirvió para asegurarnos de la correcta calibración en el primero de los pasos es decir en la conversión $HU \rightarrow \rho_{app}$, y tras pasar a unidades internacionales poder “convertir” cada valor de HU en una densidad utilizando la ecuación $\rho_{app} = 1205 + 1,4HU$. La manera de comprobar que esta calibración fue correcta fue dentro de Abaqus, ya que al comparar el peso de cada rotula en seco con la asignación de la densidad a cada elemento de la malla estos coincidieron en todos los casos (ver **Verificación de materiales**). La segunda conversión ($\rho_{app} \rightarrow E$) afortunadamente estaba disponible en la bibliografía, concretamente en el trabajo de Rho et al., siendo $E = 3,37 \times \rho_{app} - 976$ (211, 212). Si no hubiese estado disponible se hubiese tenido que realizar una fase experimental independiente para encontrar esta relación entre densidad y módulo E para la rótula, incluso específicamente para la rótula en sentido postero-anterior ya que esta relación se ha demostrado que es dependientes de la localización anatómica; cambia de un hueso a otro e incluso de una zona del hueso a otra(249). Tales experimentos son pruebas de micro-indentación o compresión entre placas de muestras óseas que correlacionan la densidad con el comportamiento elástico, como las utilizadas en citado trabajo de Rho et al.(121) (211, 212).

El coeficiente de Poisson (ν) ha demostrado en estudios de nano-indentación que es, a diferencia del módulo E, constante a lo largo de la anatomía, siendo los valores reportados entre 0,2 y 0,5 (media de 0,3) (141, 271). Además los cambios en este parámetro han demostrado en el AEF menos repercusión que el módulo E y la geometría sobre los resultados(16, 109). En el actual trabajo se aplico al hueso un ν de 0,3 y al cartílago de 0,45 tal y como se ha demostrado en múltiples estudios. Poder actuar de este modo implicó en las fases previas de umbralización registrar en cada ejemplar los valores de HU que correspondía al cartílago ya que de otro modo no podríamos haber diferenciado los tetraedros que forman parte de tejido óseo (ya sea cortical o trabecular) y los que forman parte del cartílago.

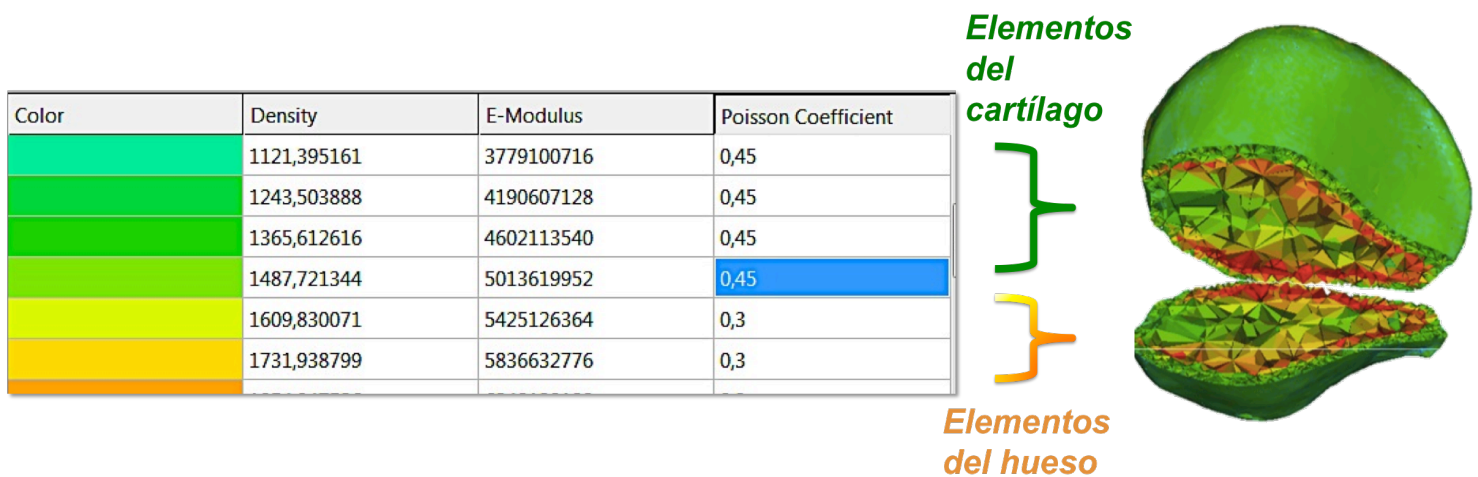


Fig. 215: Asignación de propiedades materiales orto-trópicas a hueso y a cartílago

En uno de los AEF de mas repercusión sobre la rótula, dónde al igual que en actual la variable de interés era el stress o tensión en los tejidos se aplicaron las propiedades materiales de una manera similar. Es el trabajo de Ho et al. que recibió el premio “International Society of Biomechanics Student Dissertation Award”(124). Para representar el tejido óseo de la rótula hicieron una asignación orto-trópica, pero puesto que utilizaron voluntarios, parten de una RMN en la cual introducen una calibración preliminar extra para pasar de unidades basadas en TC a partir de un testigo que escanean con TC e introducen en las RMN.

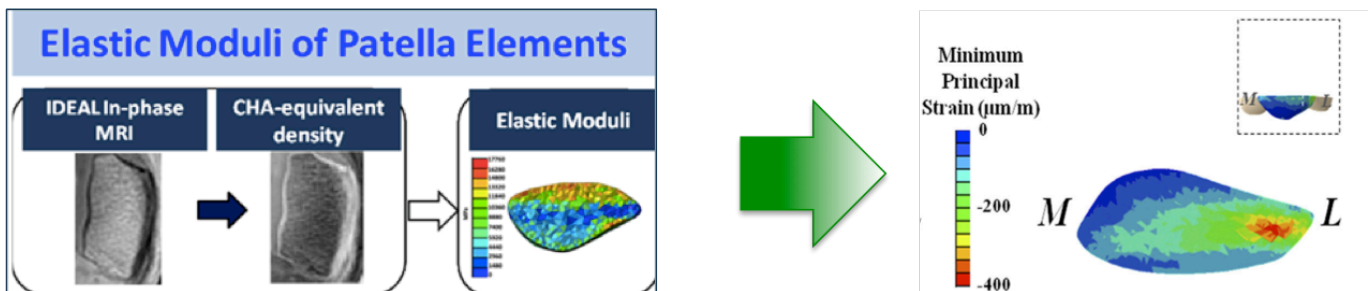


Fig. 216: Asignación de propiedades materiales orto-trópicas en el trabajo de Ho et al. y tensiones resultantes tras la simulación de su sentadilla(124)

Si bien en los AEF sobre la rótula se han utilizado ambos modelos materiales; orto-trópico e isotrópico homogéneo, cuando la variable resultante es el stress el modelo mas adecuado es el primero. En estudios comparativos se ha demostrado una distribución de la tensión tisular significativamente distinta en ambos modelos de material a favor del modelo orto-trópico(125, 275).

7.3.5) Justificación del modelo de ligamentos y aparato extensor utilizado

La rótula a diferencia de otros huesos es un hueso totalmente libre en cuanto a su movilidad, poseyendo 6 grados de libertad de movimiento. Los ligamentos que insertan en ella, el rotuliano y los dos femoro-patelares serán las estructuras retentivas estáticas junto a la acción dinámica del cuádriceps y el fémur en la cara posterior. Así pues desde el punto de vista del análisis computacional será a través de los ligamentos dónde se apliquen las condiciones de contorno; las restricciones que representan el ambiente en que está envuelto el objeto. Esta condiciones van a determinar si las fuerzas que actúan sobre un cuerpo hará que se flote libremente y se desplace sin experimentar deformación (poca restricción) o por el contrario aumenta el stress o la deformación en el caso de que restrinjamos algunos grados de libertad(36, 164). Es por ello que van a influir de manera directa en los resultados de nuestro estudio al ser las variables la tensión y la presión.

En la simulación de la sentadilla, al ser un ejercicio en el que se mantiene una angulación fija entre el fémur y la tibia con los pies en el suelo la manera de especificar el movimiento posible de los dos huesos largos es restringir su movilidad en los 3 planos y en los tres ejes, es decir, encastrarlos. Esta sistemática es la utilizada en el actual trabajo y en todos los AEF que simulan la sentadilla(188, 261) (252) (124). A partir de aquí difiere la forma de representar estos ligamentos en los distintos trabajos;

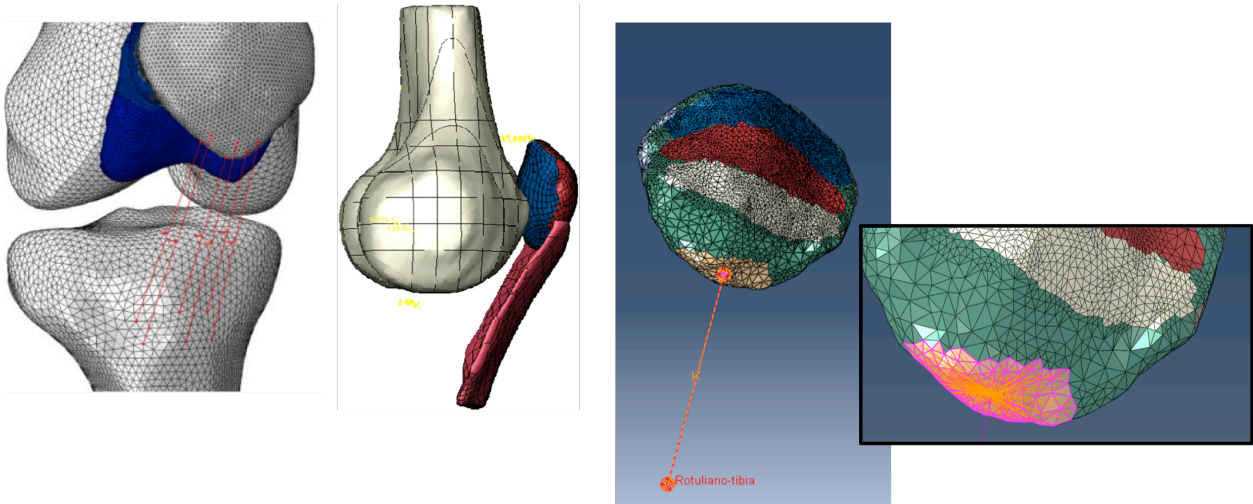


Fig. 217: Representación del ligamento rotuliano como elementos monoaxiales, como membranas en dos dimensiones y con inserción anatómica (trabajo actual)

1) La mayoría de los autores utilizan para representar los ligamentos elementos que simulen únicamente su función en lugar de su función y anatomía, utilizando para ello elementos monoaxiales que reproducen la función e inserciones de la estructura(3, 23, 63, 64, 74, 79, 227, 259). El defecto de utilizar estos elementos es utilizar una inserción en la rótula de un nodo en concreto, lo que aumenta dramáticamente las fuerzas de tracción en ese nodo en concreto. Es por ello que en estos trabajos en lugar de utilizar un único elemento monoaxial se utilizan varios que juntos suman la propiedades mecánicas del ligamento (constante elástica), la cual es obtenida de estudios experimentales(3, 23, 63, 64, 74, 79, 227, 259). Para el ligamento rotuliano se utiliza su constante elástica de 2000N/mm, la misma que utilizamos en el actual trabajo, ajustándola a Unidades internacionales; 2000000N/m.

2) Para evitar esa concentración de fuerzas en uno o pocos puntos, en los AEF mas recientes se utilizan elementos en dos dimensiones (membranas) simulando la anatomía y mismas propiedades materiales que antes, pero con una inserción mas real(2, 58, 80). Esta anatomía e inserción se obtienen normalmente de las pruebas de imagen, siendo para este punto más precisa la RMN que las variante de TC(29). Pero igual que ocurre con muchas estructuras el bajo número de cortes de la RMN y su casi nula capacidad de generar reconstrucciones tridimensionales hace que se hagan estimaciones de la inserción o incluso autores como

DeVries realicen una disección anatómica(58). Este propio autor señala en su trabajo la limitación que tuvo para delimitar esa inserción en la RMN, y ya que su trabajo trata precisamente de la función del LPFM decidió utilizar la disección. Obviamente esta capacidad esta limitada a muestras anatómicas como el caso actual.

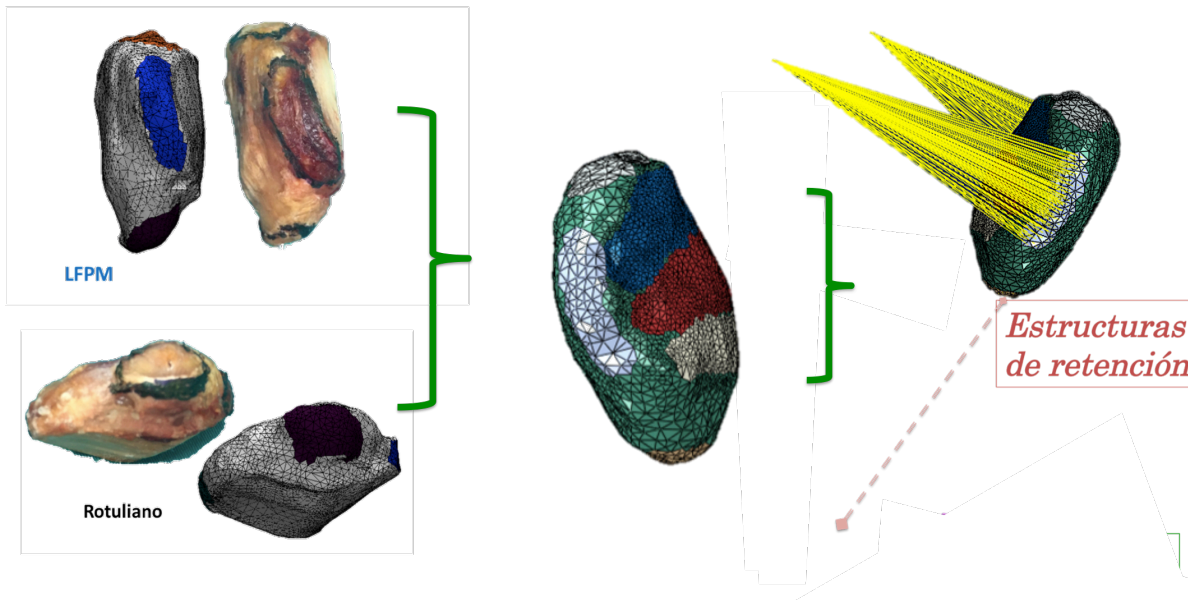


Fig. 218: Representación de los ligamentos en el actual trabajo a partir de la disección anatómica.

3) En el trabajo actual se hace una fusión de la metodología vista previamente. Se utilizan elementos mono-axiales para unir la rótula (la cual esta totalmente libre) al fémur y a la tibia (encastrados en cada sentadilla a una angulación concreta). Posteriormente se unen los puntos de inserción obtenidos del TAC del voluntario en el fémur y la tibia, los cuales no son objeto de interés por lo que no es significativa su inserción para el estudio de las fuerzas. En la rótula sin embargo la inserción de los tres ligamentos y el músculo implicado se recrea virtualmente a partir de la disección anatómica para que su función una vez establecidas las propiedades mecánicas sea fiel a la realidad y no falsee las tensiones obtenidas posteriormente. Para ello asignamos el mismo comportamiento al nodo de inserción del elemento monoaxial que al resto de elementos que forman el área de inserción.

Respecto a los ligamentos femoro-patelares; LPFM y retináculo lateral, no siempre han sido incluidos en todos los modelos computacionales de la rótula, si bien su función es fundamental en la estabilización de la rótula en la extensión(51, 57). Algunos autores como Rarrokhi et al. optaron en lugar de representar los ligamentos por añadir a la rótula unas condiciones de contorno restringiendo la rotación de la misma(74). La mayor parte de los modelos sin embargo sí incluyeron ambos ligamentos realizando una representación análoga a la descrita para el ligamento rotuliano(81) (9) (2). En el trabajo actual estos se representaron igualmente sobre su inserción nativa dejando la rótula libre y con su inserción femoral encastrada. El objetivo de

nuevo es simular el movimiento rotuliano de la manera mas realista posible, ya que unas condiciones de contorno demasiado estrictas aumentan el stress mientras que demasiado laxas aumentan el desplazamiento de la rótula y por tanto disminuyen la tensión(36).

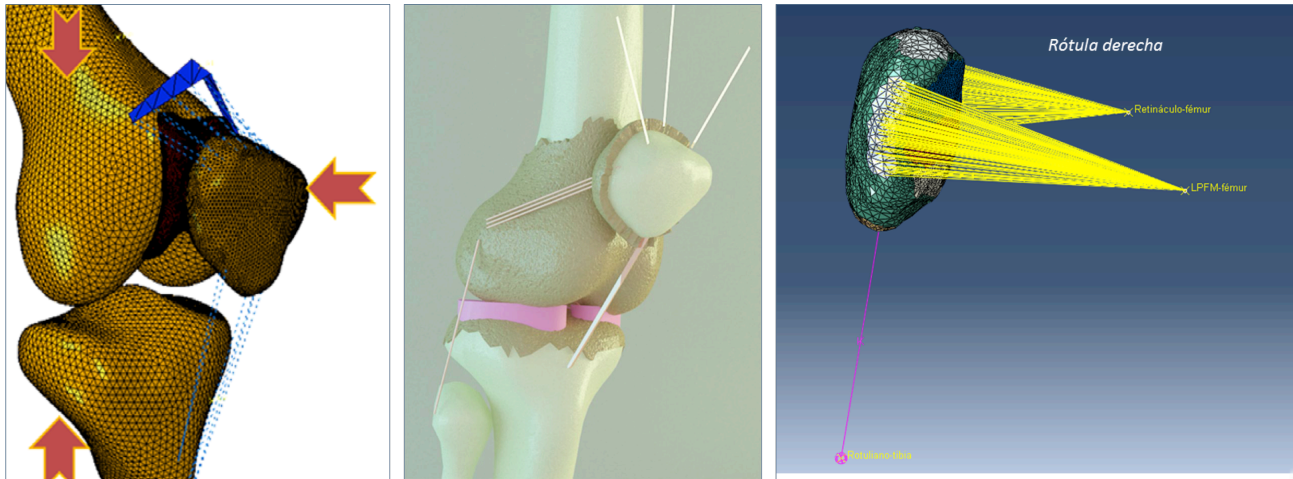


Fig. 219: Modelo de Farrokhi de 2011 sin ligamentos laterales, modelo de Fitzpatrick de 2016 con ligamentos obtenidos de RMN, modelo actual con ligamentos tras disección anatómica(74, 81)

Respecto al aparato extensor representado en el actual trabajo se utilizó la representación del mismo no respecto a su forma anatómica si no respecto a su función basándonos en los estudios de Farahmand et al. (1998) y de Sakai et al. (1996) (73, 217). Estos autores propusieron en esos años representar el cuádriceps por su función en lugar de por su disposición anatómica lo que se traduce en representar el cuádriceps con 3 vectores, no 4 y con un ratio de fuerza determinado visto en material y métodos. Este modelo de cuádriceps incluye un ángulo Q considera normal (se asume un ángulo Q de 14°), un normo-eje de la pierna y un estado muscular normal de todos los 4 vientres musculares. Es por ello que en 14 de los 16 AEF de la rótula seleccionados se reutilice este modelo propuesto por los autores(3, 23, 63, 64, 74, 79, 227, 259) (2, 58, 80). En nuestro caso, al tener 20 ejemplares de rótulas y ser 3 los ejercicios a simular la aplicación de estos vectores fue un proceso laborioso, en que por cada uno de los 3 vectores de cada sentadilla hubo que incorporar 3 coordenadas independientes, es decir, un total de 540 coordenadas. En la Figura 220 se resume este proceso para un vector;

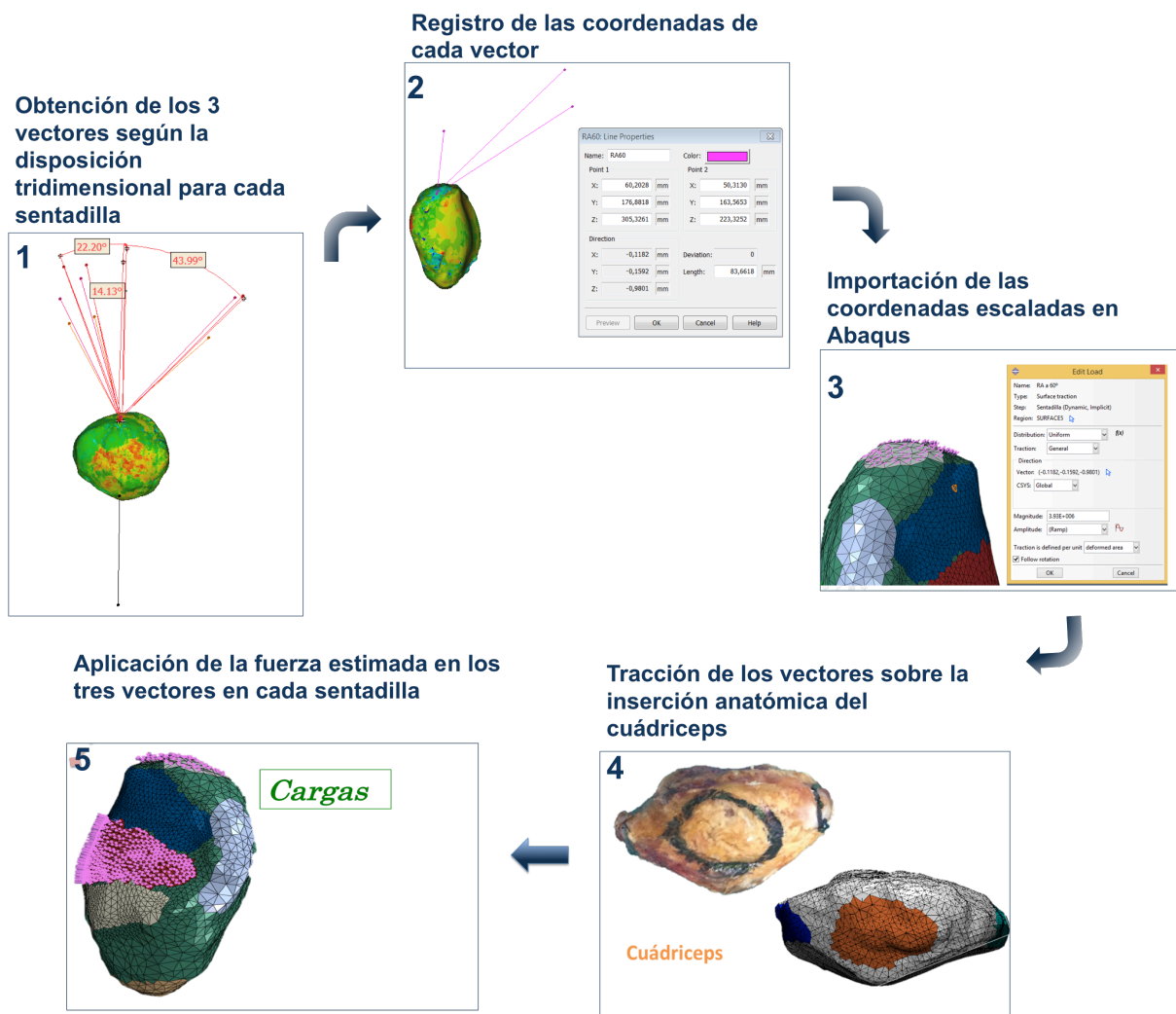


Fig. 220: Proceso de simulación de la función del cuádriceps en la inserción anatómica en uno de los ejemplares

7.3.6) Justificación de la simulación del contacto FP empleado

En la aplicación de cada rótula del lugar y dimensiones dónde el fémur transmite la fuerza del peso corporal a la rótula es el punto del actual AEF dónde se ha introducido una metodología genuina, que no se había aplicado antes. La mayor parte de trabajos vistos obtienen el contacto de su modelo a partir de la RMN(23) (74) (63) (79) (58). Ello implica obtener las geometrías de la rótula y el fémur a partir de ese estudio y estimar el contacto a partir de los 4-5 cortes que tiene la articulación en un rango de flexión de rodilla concreta (cerca de la extensión habitualmente). Posteriormente es el contacto, desde esa posición inicial, el que se desplazará y cambiará de magnitud a partir de las condiciones de carga y condiciones de contorno (ligamentos) introducidas. En otros AEF cuyo modelo se creó virtualmente en un programa CAD, este contacto se introduce manualmente a partir de la experiencia previa, principalmente obtenida de estudios experimentales(176) (228) (3). La tercera opción utilizada es la de imitar virtualmente en el AEF el montaje experimental utilizado en el trabajo (condiciones de

laboratorio y fuerzas bajas) para luego en algunos casos ir mas allá y e introducir a continuación condiciones mas realista(64).

En el actual trabajo se utilizaron los datos disponibles de estudios experimentales en cadáver y datos de estudios con RMN en voluntarios (22, 127, 171, 223). Las razones por las que se decidió actuar de esta manera son las siguientes;

1) Tal y como se ha demsotrado recientemente, a diferencia de otras localizaciones, la rótula es un hueso que exculpe la forma de su cara posterior sobre el fémur para cada grado de flexión. Durante su formación la rótula se crea en la cara anterior del fémur, del cual se independiza gracias a la flexión de las rodillas del feto(72, 175). Esta flexión de las rodillas además de inducir la individualización de la rótula, contribuye al descenso de la misma, encajándola en la tróclea femoral(101, 152).De hecho sin flexión no llega a formarse la rótula(72, 213). Es por ello que decidimos que la mejor manera de representar la anatomía de la rótula y el fémur a un grado de flexión dado era precisamente aplicar esa fuerza directamente sobre la rótula en lugar de utilizar el fémur de los donantes y colocarlo tridimensionalmente en el espacio, lo que podría ante el mínimo defecto de rotación o traslación, aumentar erróneamente las fuerzas resultantes en un área en concreto

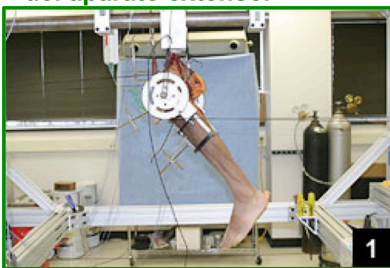
2) Utilizar el fémur implica como hemos dicho colocar las rótula con sus 6 grados de libertad en la tróclea femoral para un grado de flexión dado. Algunos autores como hemos visto parten de RMN o de radiografías (rx) laterales en carga para recrear ese contacto. Estos autores coinciden en la dificultad de objetivar este contacto en las mediciones de RMN/rx debido a la superposición de imágenes unido al bajo número de cortes en el caso de la RMN(22, 62). Algunos autores crean un espacio manualmente luego entre la rótula y el fémur con algún grado de aleatoriedad para simular la relajación muscular antes de aplicar las fuerzas(124). En nuestro caso puesto que se quería aislar el factor (anatomía de la rótula) y esta depende a su vez del fémur, introduciendo en el modelo el fémur y “colocándolo” tridimensionalmente en el espacio en los 20 ejemplares, aumentábamos las posibilidad de introducir sesgos que no permitan la comparación individualizada de nuestra variable. Finalmente se decidió utilizar la misma metodología para cada sentadilla, de manera idéntica en cada ejemplar, asumiendo una posible desviación sobre el contacto real en la rótula en la realización de cada sentadilla. En cualquier caso esa desviación afectará a todos los ejemplares y ejercicios por igual, por lo que se antepuso la homogeneidad de la metodología en cada caso a intentar investigar el contacto con el fémur del cadáver donante mediante un sistema experimental por ejemplo.

Por lo tanto hoy en día no existe un método fiable para establecer el contacto femoro-patelar, a diferencia de lo que ocurre para el femoro-tibial para la cual existen ya prótesis implantadas con sistemas de medición de presión y contacto(146). El día que tales implantes existan para la rótula podremos estudiar el contacto femoro-patelar de manera realista para muchas actividades de la vida real, si bien se trata de un componente rotuliano artificial.

7.3.7) Justificación de la elección de la sentadillas como ejercicio a simular y fuerzas utilizadas

En el la sección de biomecánica de la rótula hemos visto una visión global de la implicaciones funcionales que esta estructura tiene, y que determinan la alta prevalencia del dolor FP. Las funciones en las que participa, hacen que ya no se ponga en duda su importancia mecánica y que antiguas intervenciones como la patelectomía se hayan desechado por completo al quedar una rodilla inservible(219). Hasta tal punto llega esta función, que ante el fracaso en la consolidación tras fracturas de rótula complicadas, hoy en día una de los procedimientos de rescate es la artrodesis de toda la rodilla(167). De las funciones de la rótula la que va a determinar un pronóstico tan grave después de su extirpación, no van a ser desde luego las funciones denominadas en la introducción secundarias (converger fuerzas del cuádriceps y proteger elementos profundos), ni siquiera la función concéntrica del cuádriceps de la que participa. Si fuésemos capaces de conservar la función excéntrica del cuádriceps, que evita que la rodilla se flexione en bipedestación, la pérdida de la capacidad de extender la rodilla contra resistencia (función concéntrica) conllevaría una pérdida funcional mucho menor. Un efecto leva tipo III, como en el caso de la rótula, dónde el acortamiento muscular es mucho menor que el desplazamiento de la pierna unido a su localización anatómica distal (soporta casi todo el peso del cuerpo) hace que sea durante su control excéntrico dónde las fuerzas se disparen(107) (49) (69). Es por ello que se escogió un ejercicio excéntrico como es la sentadilla para realizar la simulación al ser su implicación funcional mucho mas notable. La explicación mas probable a que los trabajos mas antiguos sobre la rótula estudiasen la función concéntrica del aparato extensor es la menor complejidad a la hora de crear el montaje unido a que los rangos de presión se mueven en umbrales mucho menores.

Diseño experimental para el estudio de función concéntrica del aparato extensor



Diseño analítico para el estudio de función excéntrica del aparato extensor

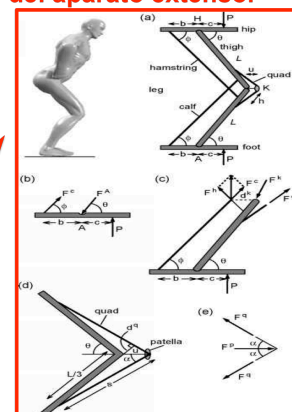


Fig. 221: Ejemplos de estudios sobre la función concéntrica y excéntrica del aparato extensor

Una vez elegido seleccionado un ejercicio excéntrico, en este caso de cadena cinética cerrada (con los pies en suelo), debíamos de elegir el tipo de ejercicio concreto a simular.

La sentadilla reúne varios motivos por lo que es un buen ejercicio para estudiar las fuerzas en la rótula de mayores magnitudes:

- De las distintas variables estudiadas en la sección de FRFP, la que mas se correlaciona con la magnitud de las mismas es el ángulo de flexión de las rodillas en bipedestación(94). Se decidió por ello estudiar tres regímenes distintos de sentadillas entre los 30° y los 90°.

- A partir de los 90° todos los estudios de contacto femoro-patelar demuestran que el contacto femoro-patelar disminuye a favor del contacto tendo-femoral, el cual no se relaciona con la patología de interés(224). Además el contacto rotuliano se vuelve inconstante, estando las fuerzas en la rótula concentradas en dos puntos concretos dónde se contacta con los cóndilos femorales(224). Por otra parte con la excepción de posiciones como la cuclillas, flexiones de 120°-130° en carga, no serán frecuentes durante las actividades habituales, aunque sí que es previsible que las presiones y tensiones experimentadas sean significativamente mayores que las vistas en el actual trabajo. De hecho los hallazgos en el actual trabajo concuerdan como era pronosticable con los hallazgos de estudios matemáticos clásicos. Las tensiones medias en la sentadilla 90° fueron el doble que en la sentadilla a 60° y diez veces mas que la sentadilla a 30°. Si hubiésemos estudiado grados de flexión mayores es muy probable que estas fuerzas aún aumentasen aún mas exponencialmente, sin embargo, la verosimilitud del trabajo podría quedar comprometida al ser el contacto FP uno de los puntos mas polémicos en los AEF en la rótula.

Respecto a la estimación de las fuerzas que debe ejercer el cuádriceps (en sus 4 vientres) y que transmite el peso corporal a través del fémur el objetivo principal era mantener la relación de fuerzas entre ambos y aproximarlos a valores reales. Al no ser los valores absolutos tan importantes en nuestro trabajo (se trata de un estudio comparativo), aproximar la cinemática de la sentadilla de una manera lo mas realista posible sí que es un hecho relevante para el actual trabajo. Para ello se utilizaron los parámetros telemétricos del voluntario de 70 kg para posteriormente representar el sistema de segmentos creados con lo cual se consigue estimar la fuerzas globales que experimenta la rótula en el sentido postero-anterior (38, 94). Hoy en día existen modelos mas detallados y precisos basados en el misma metodología para la estimación de estas fuerzas. Los mas avanzados a días de hoy son los sistemas musculares globales realizados entre otros con el software Opensim (software libre), lo cual es hoy en día el sistema mas avanzado para estimar las fuerzas de manera descriptiva(67, 279). Estos estudios tienen sin embargo las mismas limitaciones que las vistas para estudios matemáticos. En este trabajo se consideró que la inversión de tiempo y recursos para estimar las dos variables de entrada (fuerza del cuádriceps y FRFP) no estaba justificada al tratarse de un estudio comparativo, en dónde la anatomía era la variable de entrada mientras que el resto de parámetros eran idénticos. Por la

misma razón no se utilizaron técnicas como la EMG o los dinamómetros de fuerza. De hecho hemos visto como en varios de los AEF de la rótula los valores de carga escogidos eran cifras aleatorias o aquellas usadas en los montajes experimentales utilizados para validación (muy bajos). Es por ello que se consideró dado el tipo de diseño de este estudio obtener los valores de entrada necesarios, es decir F_q y FRFP mediante un modelo de mecánica inversa sagital en dos dimensiones a partir de un voluntario, asumiendo el posible error de un modelo simplificado ya que esas fuerzas iban a ser en todos los casos las mismas.

7.4) Análisis de los resultados

En los resultados se decidió escoger la tensión y la presión como variables dependientes para correlacionar de una manera indirecta el tipo de rótula con el dolor anterior de rodilla. Estudiar estas fuerzas que experimenta la rótula responde a que si bien existen muchas teorías sobre la fisiopatología del dolor anterior de rodilla, todas confluyen en una vía común final; la alteración de la magnitud o distribución de las cargas en el cartílago articular debida a diversos factores de riesgo(74, 83). Por lo tanto su mecanismo patogénico es el aumento de presión experimentado por los mecano-receptores de la rótula independientemente del factor causal(234, 251, 266). Los nociceptores en la rótula son corpúsculos de Pacini y receptores de Golgi, los cuales se activan, al igual que en el resto del cuerpo, ante cambios físico, químicos y biológicos, siendo los físicos (presión), los de interés para este trabajo(230, 263). No está tan claro si la información que se crea en estos corpúsculos, la cual es transmitida por los nervios articulares medial y lateral (ramas del safeno y del CPE respectivamente), causan el dolor por señales extremas en pocas estructuras o señales en umbrales alto en un número mayor de receptores(230, 263). En un reciente artículo de revisión del 2016 sobre la fisiopatología del dolor óseo (*"The Physiology of Bone Pain. How Much Do We Really Know?"*), se concluye que si bien el estudio sobre el dolor del periostio está bastante avanzado, los mecanismos sobre los mecano-receptores del hueso trabecular se han estudiado en su conjunto (respuesta a un aumento de presión global del tejido) pero no individualmente(184). Lo que sí se ha estudiado es la activación del córtex cerebral en respuesta a este dolor, con estudios en animales. Se ha demostrado que a nivel central el dolor es proporcional al grado de intensidad y latencia de estimulación eléctrica (derivado de un mayor número de neuronas y más tiempo), lo que explica que en las pequeñas fracturas corticales, como en las fracturas de estrés, no se produzca dolor significativo al no ser la intensidad de la actividad cortical suficiente, mientras que en grandes lesiones como las metástasis el dolor es significativo(184). Esto apoyaría entender el dolor óseo como la suma de las señales de varias neuronas en lugar de la activación individual de las mismas. En cualquier caso durante el registro de los resultados de la sentadilla decimos monitorizar tanto los valores máximos en un punto como los que probablemente tengan una mayor relación con el dolor; el aumento en el área bajo fuerzas elevadas.

7.4.1) Análisis de los resultados máximos

Siguiendo la metodología expuesta previamente se registraron los valores máximos de presión y tensión pertenecientes al área articular. Mientras que la presión nos comunica la fuerza por unidad de área que experimentarán los receptores, la tensión va mas allá, e incluye sus características materiales para expresar el estrés o sufrimientos tisular, es decir, como se absorbe las fuerzas de compresión y tracción. Es por ello que en el caso de la tensión, los elementos máximos pertenecieron en algún caso aislado a elementos fuera del área articular; a elementos de inserción de ligamentos. En la presión estos elementos pertenecieron siempre al área articular. En la siguiente tabla se sintetiza los resultados medios obtenidos de presión y tensión máxima para cada una de las tres sentadillas.

	Resultados máximos en rótulas tipo I	Resultados máximos en rótulas tipo II	Resultados máximos en rótulas tipo III
Sentadilla a 30°	Presión: 3,4 Mpa	Presión: 4,4 Mpa	Presión: 5,4 Mpa
	Tensión: 4 Mpa	Tensión: 5,3 Mpa	Tensión: 7 Mpa
Sentadilla a 60°	Presión: 18 Mpa	Presión: 21,2 Mpa	Presión: 32 Mpa
	Tensión: 17 Mpa	Tensión: 25 Mpa	Tensión: 28 Mpa
Sentadilla a 90°	Presión: 30,5 Mpa	Presión: 37,6 Mpa	Presión: 53,1 Mpa
	Tensión: 24,7 Mpa	Tensión: 27,6 Mpa	Tensión: 37 Mpa

Tabla 8. Síntesis de los resultados máximos para cada tipo de rótulas en cada sentadilla

Las cifras absolutas de estos valores son algo superiores a las obtenidas en los AEF presentados cuya variable dependiente era la tensión o la presión;

- Besier et al. En su trabajo simulando una sentadilla a 60° encuentran una tensión máxima de **5,9** Mpa y una presión máxima de **5,2** Mpa frente a las cifras entre 17 y 32 Mpa del actual trabajo(23). En el trabajo de Besier puesto que se utilizaron voluntarios con RMN abierta, las condiciones que aplicaron eran de carga parcial, de lo que se deriva que la fuerza utilizadas para el cuádriceps eran de 845 N (para una mujer de 56.4 kg) hasta los 1503 N (para un varón de 76 kg) frente a los 2700N del actual trabajo para la sentadilla 60° en el voluntario de 70 kg en carga completa.

– En el trabajo de Farrohki et al. Los autores encuentran tensiones máximas para la sentadilla a 15° de **2** Mpa y para la sentadilla a 45° de **3,2** Mpa(74). En este trabajo no se especifican las fuerzas introducidas, a excepción de que al trabajar de nuevo en semi-carga se aplica un 25% del peso corporal. El resto de la metodología es bastante uniforme con este trabajo, siendo los valores resultantes mas similares a los del actual trabajo, si tenemos en cuenta que trabaja a grados de flexión mas bajos.

- En el trabajo de Fitzpatrick et al. Sí que se registraron valores de presión similares a los del trabajo actual, de hasta 30 Mpa durante la genuflexión en paciente con rótulas protésicas a 90° de flexión(79).

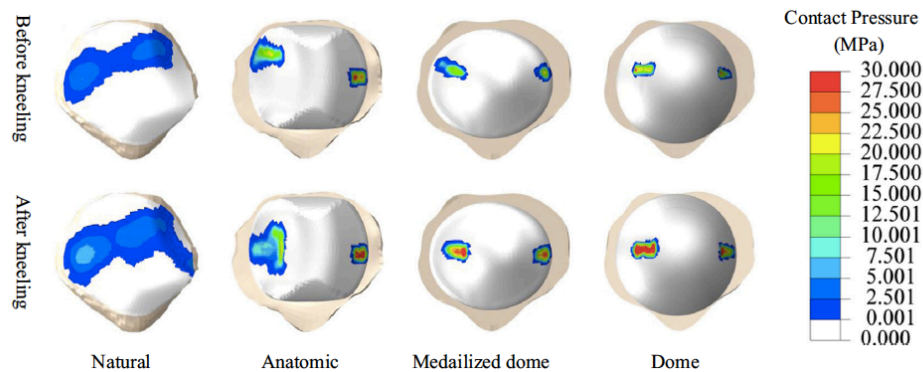


Fig. 222: Resultados de presión máxima en el trabajo de Fitzpatrick et al. (79)

En algunos de los AEF expuestos, no se exponen en la publicación los valores absolutos, lo cual es debido a que en su mayoría se tratan de estudios comparativos como el actual (79, 124). Más que los valores absolutos, los cuales van a dejarse influenciar mas por las variables seleccionadas (tipo de ejercicio, fuerzas utilizadas..) lo habitual en estudios de biomecánica de cualquier tipo es la comparación de un estado “potencial patológico” con una variante considerada de la normalidad(11, 282). Ello implica asumir algún margen de error en el modelo, pero que afecte a todos los modelos contrastados, siendo la variable independiente la que controle el investigador entre los subgrupos. En nuestro caso por lo tanto los resultados de interés finales no van a ser tanto los resultados absolutos encontrados, sino los resultados que muestren una diferencias estadísticamente significativa entre subgrupos, que son los marcados en rojo (grupo de riesgo) y en verde (grupo de protección).

	Resultados máximos en rótulas tipo I	Resultados máximos en rótulas tipo II	Resultados máximos en rótulas tipo III
Sentadilla a 30°	Presión: 3,4 Mpa Tensión: 4 Mpa	Presión: 4,4 Mpa Tensión: 5,3 Mpa	Presión: 5,4 Mpa Tensión: 7 Mpa
Sentadilla a 60°	Presión: 18 Mpa Tensión: 17 Mpa	Presión: 21,2 Mpa Tensión: 25 Mpa	Presión: 32 Mpa Tensión: 28 Mpa
Sentadilla a 90°	Presión: 30,5 Mpa Tensión: 24,7 Mpa	Presión: 37,6 Mpa Tensión: 27,6 Mpa	Presión: 53,1 Mpa Tensión: 37 Mpa

Tabla 9. Diferencias estadísticamente significativas en los resultados máximos para cada tipo de rótulas en cada sentadilla. En rojo factores de riesgo, en verde, factores de protección.

Los resultados de la tabla 9 expresan que en las sentadilla a 30° y a 60° las únicas diferencias de fuerzas máximas que resultaron significativas fueron entre la rótula tipo I y la rótula tipo III.

En la sentadilla a 90°, donde las fuerzas son globalmente mayores, las fuerzas máximas experimentadas por las rótulas tipo III fueron significativamente mayores que el resto de grupos. Por lo que de estos resultados podemos hacer la siguiente conclusión:

- Asumiendo el dolor anterior de rodilla como un aumento localizado extremo de la presión y la tensión de la rodilla, la presencia de una rótulas tipo III es un factor de riesgo para padecer el dolor en los ejercicios a flexión media y baja (sentadillas a 30° y 60°). En este tipo de ejercicios la presencia de una rótula tipo I actúa como factor de protección
- Asumiendo el dolor anterior de rodilla como un aumento localizado extremo de la presión y la tensión de la rodilla la presencia de una rótulas tipo III es un factor de riesgo para padecer el dolor en los ejercicios de flexión avanzada (sentadilla a 90°). En este tipo de ejercicio tanto las rótulas tipo I como las tipo II actúan como factor de protección. Puesto que el dolor es proporcional al aumento de fuerzas, y estas son mayores en ejercicios de flexión avanzada, el dolor aparece predominantemente durante la realización de los mismos, en los que serán los pacientes con una rótula tipo III los de mayor riesgo.

La principal conclusión del enfoque de resultados respecto a las fuerzas máximas ,es que las rótulas tipo III son un factor de riesgo para padecer el dolor FP sin encontrar diferencias entre los tipos de rótula II y I.

7.4.2) Análisis de los resultados de áreas sometidas a tensiones elevadas

El segundo registro de resultados utilizado, el de las áreas, responde a la falta de evidencia de cómo las fuerzas extremas en un grupo pequeño de nociceptores óseos pueda causar el dolor, mientras que sí que se ha estudiado como la activación de un gran grupo de receptores produce una activación cortical proporcional al estímulo(184). Toda la evidencia biomecánica sobre la rótula señala el aumento de las fuerzas como mecanismo iniciador del dolor(53, 100, 155) (53, 272). Siguiendo este planteamiento en el trabajo se decidió establecer un nivel umbral considerado como patológico para a continuación estudiar en cada rótula, que proporción de la misma superaba ese nivel umbral. Cuanto mayor sea el área afecta por esas fuerzas altas, mayor es la intensidad de señales nociceptivas que se crearán, y por tanto mayor el dolor(184). En uno de los AEF expuestos con un diseño computacional mas similar al actual, el de Fitzpatrick et al., el propio autor señala *“los picos máximos o mínimos pueden ocurrir en una región localizada muy pequeña y pueden no proporcionar una medida de comparación adecuada”*(79). Este autor decidió consecuentemente utilizar una metodología de registro de resultados análoga a la de esta sección. Establece un nivel umbral que denomina “nivel de alta tensión” y monitoriza en sus

comparaciones el volumen de tejido óseo por encima de ese nivel en rótulas nativas y rótulas implantadas. El autor utiliza el volumen, al tener implantes que elimina virtualmente para estudiar el tejido óseo (inervado), en el que se sufrirá el dolor. No especifica en su trabajo el sistema de medición del volumen a excepción de dividir la rótula en 4 cuadrantes, al igual que no se especifica la manera de establecer ese nivel umbral de tensión.

En nuestro caso se decidió establecer ese nivel umbral a partir de los resultados de las simulaciones, los cuales como hemos visto tienen bastante variabilidad entre las tres sentadillas, al moverse en rangos de fuerzas muy distintos. Sin este ajuste del valor umbral a cada ejercicio, el área hubiese sido de cifras cercanas al 0% en las sentadillas a 30° y al 100% en las sentadillas a 90° por lo que no hubiesen sido discriminativas. Establecer distintos 3 distintos valores umbrales (12Mpa, 6,4Mpa y 1,1Mpa) permite relativizar las fuerzas de cada ejercicio para estudiar la variable de interés; el tipo de rótula. Aún igualando el resto de variables incluidas los valores umbrales las áreas de sufrimiento oscilaron entre el 0% y el 21,8%.

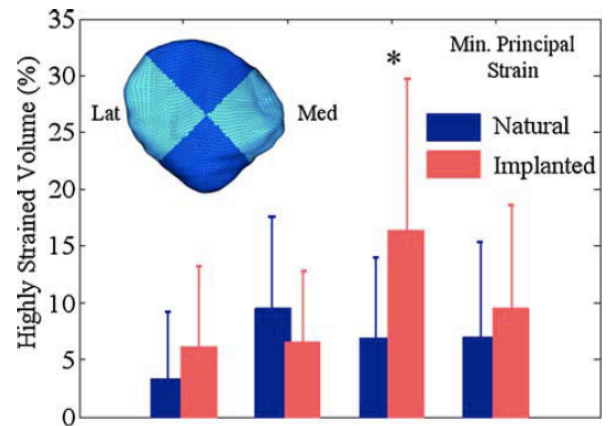
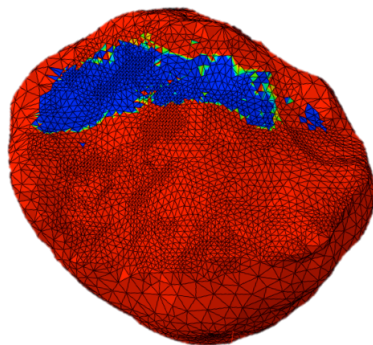
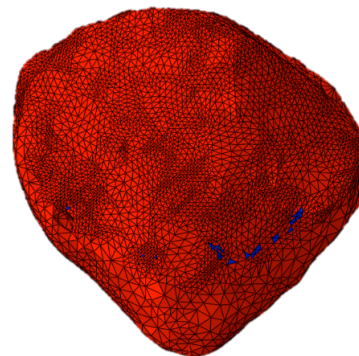


Fig. 223: Medición del volumen por encima del valor de alta tensión en el trabajo de Fitzpatrick(79)



21,8% de área de sufrimiento en rótula tipo III (L3)



0,9% de área de sufrimiento en rótula tipo II (L10)

Fig. 224: Rótula con un gran área sometida a tensión elevada, frente a rótula con un mínimo área sometida a tensión elevada

En el citado artículo de Fitzpatrick et al. este intervalo de volumen de alta tensión osciló entre el 0,1% y 18,3% en los especímenes naturales y entre el 0,5-23,4%, por lo que deducimos que el nivel umbral lo estableció de una manera similar, es decir, a partir de los resultados de sus simulaciones(79). El propio autor señala “*a pesar de utilizar las mismas variables y la misma distribución material se obtuvieron resultados de volumen de alta tensión muy amplios*” . Precisamente esa diferencia en los volúmenes es la variable de interés (variable dependiente), que le permitió llegar a sus conclusiones.

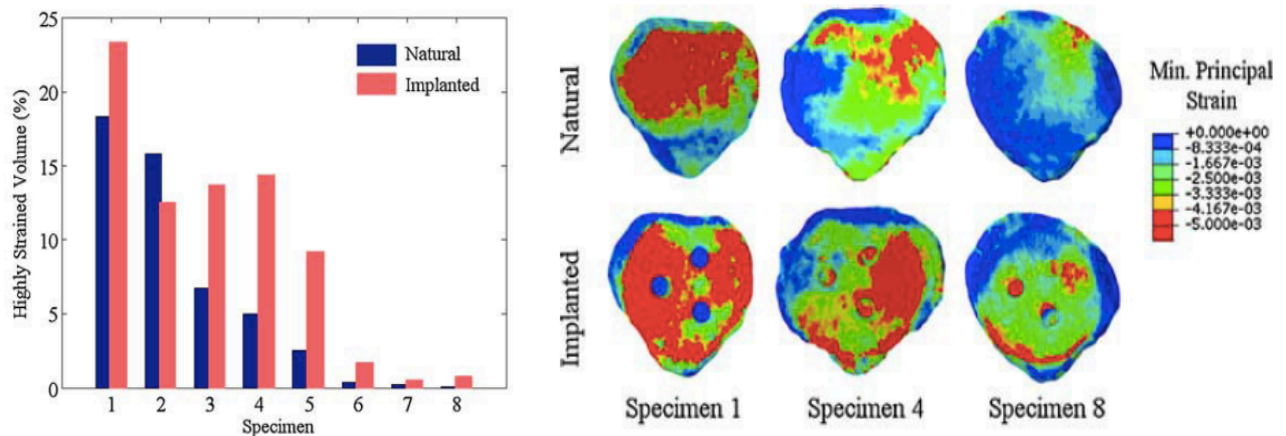


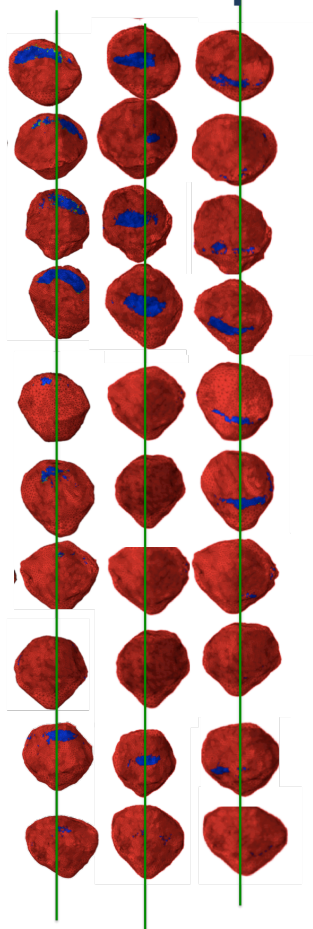
Fig. 225: Rango de volumen sometida a tensión elevada en el trabajo de Fitzpatrick et al. entre el 0,1% y el 23,4%(79)

La elección en nuestro caso del punto de corte en el percentil 85 de las fuerzas registradas responde a dos motivos principales. El primero es que en nuestro caso hemos introducido todas las variables en el modelo anulando aquellas consideradas de riesgo (demostradas en mayor o menor medida) con lo que creamos un sujeto en una situación “favorable” para no padecer el dolor. La segunda razón fue basarnos en los estudios epidemiológicos del dolor disponibles, en los cuales no se tienen en cuenta las características morfológicas de los participantes. Si bien su incidencia y prevalencia anuales concretas es desconocida, podemos obtener de la bibliografía dos datos de interés; este dolor es el 40% de las gonalgias y tiene una tasa anual en población activa de alrededor del 3%(50, 53, 100, 123, 157, 183, 274). Puesto que será la población activa la que realice de manera habitual los ejercicios donde las fuerzas sean mayores (como las sentadillas) decidimos elegir la cifra del P85 para “identificar” al 15% de los individuos con mayor riesgo de padecer este dolor, o dicho de otra manera, establecer el nivel umbral en relación al riesgo de padecer el dolor llevando una vida activa durante 5 años (*tasa anual 3% x 5 años = 15%*). Igualmente un reciente estudio de cohorte de 2016, encuentran una prevalencia al final del seguimiento de artrosis rotuliana del 16,4% en mas de 1000 participantes(156). Una vez establecidos los valores umbrales para cada ejercicio se

estudió de manera comparativa, si un tipo de rótula conlleva un área por encima de ese valor estadísticamente superior a otro tipo controlando el resto de variables.

Antes de analizar los resultados vamos a examinar la localización de estas áreas de tensión elevada. Clásicamente se ha asumido que la localización predominante de las áreas de la tensión elevada, que causarán dolor y posteriormente artrosis, tienen lugar en la faceta externa, al ser más prevalente la artrosis en esta faceta lateral(214). Resulta llamativo que en el actual trabajo la distribución de las áreas entre ambas facetas no mostró diferencias significativas encontrando una distribución similar entre la faceta interna y la faceta externa así como la cresta. La explicación a esto podría radicar en que los factores estudiados que causan el dolor y la artrosis tienden a trasladar la rótula hacia externo aumentando el contacto en la cara lateral. Los factores mas importantes estudiados actúan de esta manera como son el valgo de rodilla, el aumento del ángulo Q la disminución de fuerza en musculatura abductora, la displasia troclear, la hipotrofia del vasto medial y la disfunción del LPFM(58, 112, 155) (201, 206). Todos estos factores están normalizados en el modelo lo que podía explicar que aislando únicamente la anatomía de la cara posterior de la rótula estas fuerzas no tienden a concentrarse anatómicamente en un faceta. En la figura 226 se muestra la predominancia facetaria dónde el acúmulo del área de tensión elevada fue mayor. Vemos que en conjunto al tratarse de un total de 30 ejercicios en las rótula derechas y 30 en las rótulas izquierdas, el área de tensión elevada se localizaba mayoritariamente en la faceta interna y externa con una proporción de casi el 50% (concretamente el 48,5% en externa frente al 51,5% en interna).

Rótulas izquierdas

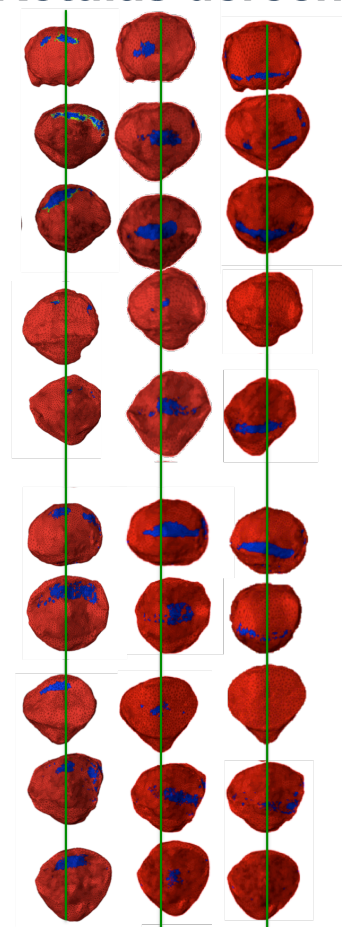


Externo

**37%
predominancia
externa**

Interno

Rótulas derechas



Externo

**60%
predominancia
externa**

Fig. 226: Localización predominante de las áreas de tensión elevada en las 60 simulaciones

Más interesante para nuestro objetivo que la localización de esta área entre ambas facetas según se trate de una rótula derecha o izquierda, es la comparación de su valor entre cada uno de los tres grupos de rótulas. En la Figura 227 se expone un gráfico de barras en el que se aprecia una altura de cada barra igual al área de tensión elevada. Apreciamos como las áreas fueron mayores en las rótulas tipo III que en las tipo II y en estas mayores que en las tipo I. Tras realizar el contraste estadístico, los resultados expuestos en el gráfico concluyen diferencias estadísticamente significativas entre todos los grupos siendo las rótulas tipo III las que experimentaron áreas de tensión elevada mayores. También se encontraron diferencias estadísticamente superiores de tensión en las rótulas tipo II que en las rótulas tipo I.

Porcentaje de área de alta tensión

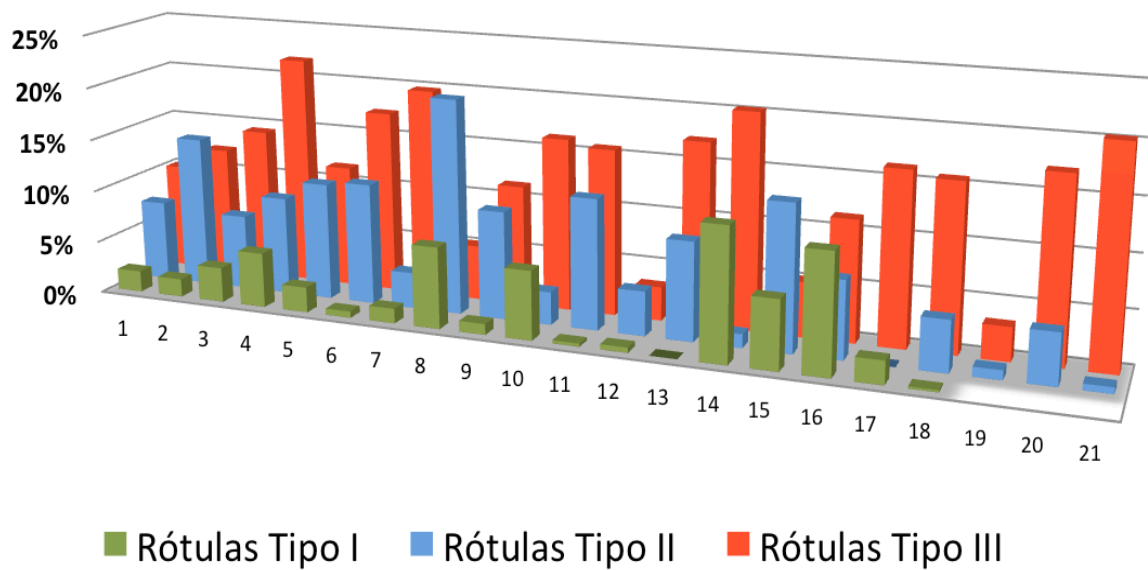


Fig. 227: Diferencias estadísticamente significativas en el porcentaje de área sometida a tensión elevada entre los tres tipos de rótulas

Así pues siguiendo el enfoque de que el dolor va a ser causado por un aumento generalizado de la tensión en la rótula y no en un punto concreto, lo cual es el mecanismo mas probable de este dolor podemos afirmar:

Poseer una rótula simétrica (tipo I) es un factor protector para el dolor anterior de rodilla, aumentando la probabilidad del mismo conforme aumenta esta asimetría, siendo las rótulas tipo III las que experimentan una tensión significativamente mayor

7.5) Aplicación clínica

Este estudio concluye que la asimetría de la rótula es un factor biomecánico para el dolor FP. El estudio de factores biomecánicos tiene como principal objetivo profundizar en el conocimiento del complejo mecanismo que representa el aparato locomotor. Sin embargo, muchos de estos hallazgos sirven de base para la creación de nuevas medidas terapéuticas o preventivas ya que sirven para identificar un subgrupo de población de riesgo(272). En el caso de la rótula, y del tan prevalente dolor rotuliano, el interés por aumentar la evidencia de su fisiopatología es un hecho ampliamente aceptado. Tanto es así, que en el 3er consenso internacional sobre dolor

femoro-patelar se creó una sección denominada “*futuros avances necesarios para entender el dolor femoro-patelar y su tratamiento*”(272).

En el punto 3 de dicho consenso el comité de expertos afirma que la identificación de subgrupos de riesgo (en este caso los pacientes con rótulas tipo II/III) puede tener implicaciones en el tratamiento del dolor y en los programas de fisioterapia. Estos factores pueden clasificarse como factores de riesgo propiamente (modificables) o marcadores de riesgo (endógenos y no modificables).

- Future advances required to understand PFP and its treatment**
1. Large, long-term prospective cohort studies are needed to identify whether there are phenotypes of PFP that goes on to develop PFOA.
 2. Future studies should also evaluate the importance of psycho-social factors and central sensitisation in PFP
 3. Identification of different subgroups of people with PFP remains a goal. These subgroups could be based on pain types (eg, nociceptive pain or central sensitisation), or on different structural or biomechanical features. Investigations could then investigate whether different subgroups influence the large individual variation in outcome results after a physiotherapy programme.
 4. Inter-relationships between these different psychological, structural and neuromechanical features will impact patient's presentations and treatment responses

Fig. 228: Conclusiones del 3er consenso internacional del dolor femoro-patelar (272)

La demostración de que la anatomía de la rótula influye aisladamente en las fuerzas que soporta y por tanto en el dolor y en la artrosis, puede tener aplicación no tanto para la actividad terapéutica pero sí para la actividad preventiva. El tipo de rótula a diferencia de otros factores anatómicos y funcionales causantes del dolor, constituye siendo estrictos más un marcador de riesgo que un factor de riesgo, es decir, una característica endógena y genética, a priori no modificable. Aquellos individuos con un debut de dolor anterior de rodilla en los que no se objetive un factor modificable como debilidad del cuádriceps o incluso un genu varo, pero sí una rótula con una predominancia lateral amplia, deberán modificar la actividad para evitar la progresión artrosis, la cual esta demostrada(10, 50, 157). Puesto que además es precisamente la persistencia de esta fuerzas lo que determinará la progresión a degeneración será crucial que en la medida de lo posible el paciente limite los factores biomecánicos que aumentan la FRFP sobre una rótula de este tipo(274). Entre ellos estarán evitar actividades en flexión avanzada, evitar el sobrepeso y la obesidad, evitar el levantamiento de cargas pesadas y mantener un aparato extensor, especialmente un vasto medial potente. Por supuesto las terapias bioquímicas que influyen en el mantenimiento del cartílago como la condroprotección, la viscosuplementación o las terapias biológicas (factores de crecimiento/trasplante de

condrocitos) tendrán en estos pacientes una indicación similar al resto de pacientes afectados de dolor/artrosis femoro-patelar. Como líneas futuras, si se acumulase mas evidencia de los hallazgos del actual trabajo podría incluso plantearse una modificación quirúrgica de la rótula en pacientes de riesgo, de manera similar a las modificaciones de la tróclea femoral (trocleoplastia) o las osteotomías de adelgazamiento rotuliana realizadas en nuestro centro. En cualquier caso la aportación clínica del actual trabajo es potencial, siendo la demostración biomecánica de la anatomía de la rótula como marcador de riesgo la conclusión directa.

7.6) Limitaciones del actual estudio

Durante el presente trabajo se ha intentado exponer la complejidad de la biomecánica en el ser humano, así como la limitación de los estudios de la misma (77). Se han expuesto distintos motivos por los que se decidió no llevar a cabo un montaje experimental, como son la falta de fidelidad al realizar experimentos in vitro, las limitaciones éticas y la dependencia de los resultados del montaje elegido(54) (86). Esta última característica es compartida por los estudios computacionales, como es el del presente trabajo, el cual se lleva a cabo mayoritariamente en un ambiente computacional, lo que conlleva la posibilidad de falta de realidad en la introducción de las variables durante las simulación. Si bien los estudios computacionales intentan superar las limitaciones del resto de estudios de biomecánica, al simular actividades de la vida diaria y obtener una medición precisa de las presiones están sujetos igualmente a la introducción de sesgos metodológicos(79, 122, 149, 199, 226). La elección de cada una de las variables introducidas por parte del investigador conlleva cierto grado de aleatoriedad, lo que puede comprometer las mediciones obtenidas. En este caso durante todo el trabajo se ha pretendido mantener la transparencia de cada paso del AEF, presentándose alguna de las actuaciones como posibles limitaciones del mismo;

1) La elección de las 20 muestras, se realizó de una manera aleatoria entre un grupo de rodillas de cadáver. No se tienen datos clínicos ni demográficos sobre los individuos donantes a excepción de la ausencia de enfermedades infecto-contagiosas y la ausencia de intervenciones previas sobre la extremidad. Incluso podría tratarse de sujetos que padeciesen dolor femoro-patelar. Ante esta posibilidad la actuación que se llevó a cabo fue la de descartar aquellas muestras con signos artrósicos evidentes, lo que esta demostrado que es la evolución natural del dolor.

2) La introducción en la simulación del aparato muscular extensor, los ligamentos, las ecuaciones materiales, el protocolo de imagen y el método de discretización son obtenidos directa o indirectamente de la bibliografía, sin utilizar en el trabajo un método de validación mediante otro tipo de estudio. Hemos visto como varios AEF utilizan un montaje experimental para validar su modelo y posteriormente estudiar computacionalmente de manera realista un factor biomecánico. En nuestro caso consideramos que la validación de la multitud de estudios

previos sitúa al AEF en un nivel de fidelidad superior a estos montajes, es decir, estaríamos ya en una época donde la simulación computacional se ha convertido en el estándar oro en biomecánica(66).

3) Ante la ausencia de sistemas fiables para medir el contacto femoro-patelar con precisión, se tomó la decisión de aplicar a la rótula este contacto directamente a partir de una síntesis de datos obtenidos en la literatura. De hecho, el método utilizado en este aspecto no había sido utilizado previamente en ningún trabajo y por ello carece de validación metodológica. Se ha argumentado a lo largo del trabajo como ante esta limitación básicamente debemos basarnos en estudios experimentales o imágenes de RMN, los cuales igualmente tienen sus propias limitaciones(22, 62). En cualquier caso incorporamos la información de estos estudios para aplicarlos directamente sobre las muestras basándonos en la premisa de que la rótula sigue la forma del fémur de manera precisa en cada grado de flexión al formarse a partir de él.

4) Las fuerzas introducidas, obtenidas a partir de mecánica inversa en dos dimensiones no es la técnica más precisa actualmente para estimar las fuerzas globales en segmentos corporales. Los modernos modelos tridimensionales creados en Opensim, corregidos con EMG y pruebas de dinamometría aportan mucha más información acerca de las fuerzas en un individuo concreto. En nuestro objetivo se consideró que la inversión de tiempo y recursos para crear un modelo de este tipo no estaba justificada, ya que el propio voluntario no son el objeto de estudio del trabajo, sino un medio para estimar unas fuerzas de entrada para aplicar a las sentadillas.

5) Al tratarse de un estudio computacional con muestras de cadáver, el estudio carece de criterios clínicos que permitan una constatación directa del dolor por parte del paciente. En este caso en lugar de medir el dolor mediante escalas, asumimos una relación entre las fuerzas que experimenta la rótula y el dolor.

Cualquiera de estas limitaciones que afectan a la metodología pueden alejar la simulación de lo que ocurre realmente durante la realización del ejercicio de la sentadilla. Si el contacto femoro-patelar por ejemplo tuviese una desviación de un 10%, ese mismo porcentaje de error se traslada directamente a los resultados obtenidos al depender las variables seleccionadas del método empleado. En cualquier caso el diseño del actual estudio es comparativo, aplicándose de manera idéntica todos los pasos y las variables introducidas a los 60 ejercicios simulados. Consecuentemente los posibles errores introducidos afectan en última instancia a todas las rótulas por igual, por lo que no se introducen sesgos diferenciales, que son los que pueden cambiar la fuerza de asociación entre las variables. En cada uno de los pasos del actual trabajo se ha mantenido la máxima rigurosidad posible, obviando alternativas de menor complejidad técnica si su evidencia o precisión eran menores.

8) Conclusiones

1) Se ha establecido una clasificación clínica de la rótula que cumple los principales requisitos de una clasificación en cirugía ortopédica;

- Alta reproducibilidad: Se trata de método basado en TAC dónde las mediciones son totalmente precisas.
- Alta concordancia: su sistemática es siempre la misma a la hora de tomar las mediciones sin necesidad de interpretación por parte del facultativo.
- Utilidad diagnóstico/terapéutica; los subtipos de rótula tienen un riesgo diferente de dolor y artrosis.

2) La metodología aplicada permite la creación de mallas en todos los ejemplares, compuestas de elementos tetraedros que cumplen con los criterios de calidad para ser utilizadas en simulaciones computacionales en biomecánica.

3) La realización de un protocolo de TAC Multicorte Experimental con un radiotrazador permitió tras introducir unas relaciones empíricas entre la densidad aparente y el módulo E establecer unas condiciones materiales orto-tópicas que representen la anisotropía del hueso a nivel tisular y anatómico

4) A partir de las tele-radiografías laterales de un voluntario de características anatómicas conocidas se pueden estimar las fuerzas generales alrededor de la rodilla mediante un modelo de mecánica inversa resuelto en Matlab. Estos parámetros pueden utilizarse como variables de entrada en el AEF.

5) La introducción de las distintas variables obtenidas por disección anatómica, post-procesado de imagen, mecánica inversa y revisión bibliográfica permitieron simular 3 ejercicios de sentadilla con resultados acordes a lo esperado en esos ejercicios y consecuentes con los de publicaciones previas. Estas simulaciones computacionales permitieron resolver el contraste de hipótesis.

6) La principal conclusión del trabajo es resolver el contraste de hipótesis planteado, habiendo sido los resultados estadísticamente significativos a favor de la hipótesis alternativa, concluyendo:

- Hipótesis alternativa (Ha): La existencia de un tipo de rótula concreta es un marcador de riesgo independiente para el aumento de presión/tensión en la articulación femoro-patelar.



8.1) Vías de difusión

El presente trabajo ha sido enviado como artículo original a la revista *The Knee* bajo el título “*Patellar asymmetry as a risk marker for Patellofemoral Pain Syndrome. A finite element analysis of the squat*”. La revista *The Knee* tiene un Factor de impacto de 1.45 según la última actualización de Journal of Citation Report, lo que la sitúa en la cabecera del primer cuartil (Q1) de las especialidad de Cirugía Ortopédica y Traumatología. En esa misma revista se aceptó (pendiente de publicación) el mas actual de los dos artículos publicados por el doctorando que sirven de base para lo que pretende ser su tesis doctoral; “*3D-printed patient-specific cutting guides for femoral varisation osteotomy. Do it yourself*”. (Ref. No.: THEKNE-D-16-00417R2). Igualmente el trabajo ha sido enviado como comunicación oral al 54 congreso de SECOT (Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología) que tendrá lugar en Barcelona en Septiembre de 2017. Mediante esta difusión se pretende colaborar con la visión de que la frontera entre medicina e ingeniería es cada día mas estrecha, y que la posibilidad de cruzarla puede hacerse de manera bidireccional, a pesar de que clásicamente el paso haya sido desde la ingeniería hacía la medicina.

9) Referencias bibliográficas

1. Abdala V, Ponssa ML. Life in the slow lane: the effect of reduced mobility on tadpole limb development. *Anat Rec (Hoboken)*. 2012;295(1):5-17.
2. Abo-Alhol TR, Fitzpatrick CK, Clary CW, Cyr AJ, Maletsky LP, Laz PJ, et al. Patellar mechanics during simulated kneeling in the natural and implanted knee. *J Biomech*. 2014;47(5):1045-51.
3. Adouni M, Shirazi-Adl A, Shirazi R. Computational biodynamics of human knee joint in gait: from muscle forces to cartilage stresses. *J Biomech*. 2012;45(12):2149-56.
4. Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clin Orthop Relat Res*. 1983(176):217-24.
5. Aglietti P, Insall JN, Walker PS, Trent P. A new patella prosthesis. Design and application. *Clin Orthop Relat Res*. 1975(107):175-87.
6. Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force analysis of the patellar mechanism. *J Orthop Res*. 1987;5(1):69-85.
7. Akbar M, Farahmand F, Jafari A, Foumani MS. A detailed and validated three dimensional dynamic model of the patellofemoral joint. *J Biomech Eng*. 2012;134(4):041005.
8. Akbarshahi M, Fernandez JW, Schache AG, Pandy MG. Subject-specific evaluation of patellofemoral joint biomechanics during functional activity. *Med Eng Phys*. 2014;36(9):1122-33.
9. Aksahin E, Kocadal O, Aktekin CN, Kaya D, Pepe M, Yilmaz S, et al. The effects of the sagittal plane malpositioning of the patella and concomitant quadriceps hypotrophy on the patellofemoral joint: a finite element analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016;24(3):903-8.
10. Alfonso VS. Dolor anterior de rodilla e inestabilidad rotuliana en el paciente joven: Editorial Medica Panamericana Sa de; 2003.
11. Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports Med Arthrosc*. 2007;15(2):48-56.
12. Anderson FC, Pandy MG. Dynamic optimization of human walking. *J Biomech Eng*. 2001;123(5):381-90.
13. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(5):749-57.
14. Arriaza Loureda R. Estudio experimental de las presiones femoro-patelares tras la osteotomía de adelgazamiento de la rótula. Madrid: Universidad Complutense; 1999.
15. Babuška I, Strouboulis T. The Finite Element Method and Its Reliability: Clarendon Press; 2001.
16. Baca V, Horak Z, Mikulénka P, Dzupa V. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses. *Med Eng Phys*. 2008;30(7):924-30.
17. Bathe K-J. Finite element procedures: Klaus-Jurgen Bathe; 2006.

18. Bauer JS, Sidorenko I, Mueller D, Baum T, Issever AS, Eckstein F, et al. Prediction of bone strength by μ CT and MDCT-based finite-element-models: how much spatial resolution is needed? *Eur J Radiol.* 2014;83(1):e36-42.
19. Beillas P, Papaioannou G, Tashman S, Yang KH. A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *J Biomech.* 2004;37(7):1019-30.
20. Bellemans J. Biomechanics of anterior knee pain. *Knee.* 2003;10(2):123-6.
21. Bernageau J, Goutallier D, Debeyre J, Ferrane J. [New exploration technic of the patellofemoral joint. Relaxed axial quadriceps and contracted quadriceps]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1975;61 Suppl 2:286-90.
22. Besier TF, Draper CE, Gold GE, Beaupre GS, Delp SL. Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J Orthop Res.* 2005;23(2):345-50.
23. Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredericson M, Beaupre GS. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 2008;26(12):1627-35.
24. Bhavikatti SS. *Finite Element Analysis: New Age International*; 2005.
25. Bischoff JE, Hertzler JS, Mason JJ. Patellofemoral interactions in walking, stair ascent, and stair descent using a virtual patella model. *J Biomech.* 2009;42(11):1678-84.
26. Blitz E, Viukov S, Sharir A, Shwartz Y, Galloway JL, Pryce BA, et al. Bone ridge patterning during musculoskeletal assembly is mediated through SCX regulation of Bmp4 at the tendon-skeleton junction. *Dev Cell.* 2009;17(6):861-73.
27. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med.* 2009;37(11):2108-16.
28. Bongers EM, van Kampen A, van Bokhoven H, Knoers NV. Human syndromes with congenital patellar anomalies and the underlying gene defects. *Clin Genet.* 2005;68(4):302-19.
29. Borotikar BS, Sheehan FT. In vivo patellofemoral contact mechanics during active extension using a novel dynamic MRI-based methodology. *Osteoarthritis Cartilage.* 2013;21(12):1886-94.
30. Brand RA, Pedersen DR, Davy DT, Kotzar GM, Heiple KG, Goldberg VM. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *J Arthroplasty.* 1994;9(1):45-51.
31. Brauer J. What every engineer should know about finite element analysis: CRC Press; 1993.
32. Brauer J. What Every Engineer Should Know about Finite Element Analysis, Second Edition: Taylor & Francis; 1993.
33. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2002;16(2):115-23.
34. Brekelmans WA, Poort HW, Slooff TJ. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(5):301-17.
35. Burghardt AJ, Kazakia GJ, Majumdar S. A local adaptive threshold strategy for high resolution peripheral quantitative computed tomography of trabecular bone. *Ann Biomed Eng.* 2007;35(10):1678-86.

36. Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: a review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. *J Biomech.* 2013;46(9):1477-88.
37. Burkhart TA, Quenneville CE, Dunning CE, Andrews DM. Development and validation of a distal radius finite element model to simulate impact loading indicative of a forward fall. *Proc Inst Mech Eng H.* 2014;228(3):258-71.
38. Burny F, Donkerwolcke M, Moulart F, Bourgois R, Puers R, Van Schuylenbergh K, et al. Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants. *Med Eng Phys.* 2000;22(7):469-79.
39. C W. Roentgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 1941;12:319-410.
40. Calvo-Haro J, Vaquero-Martín J. Resultados de una nueva técnica quirúrgica para el tratamiento de la artrosis femoropatelar . Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2007.
41. Carballido-Gamio J, Folkesson J, Karampinos DC, Baum T, Link TM, Majumdar S, et al. Generation of an atlas of the proximal femur and its application to trabecular bone analysis. *Magn Reson Med.* 2011;66(4):1181-91.
42. Carter DR, Mikić B, Padian K. Epigenetic mechanical factors in the evolution of long bone epiphyses. *Zoological Journal of the Linnean Society.* 1998;123(2):163-78.
43. Caylor D, Fites R, Worrell TW. The relationship between quadriceps angle and anterior knee pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;17(1):11-6.
44. Chana-Rodriguez F, Mananes RP, Rojo-Manaute J, Gil P, Martinez-Gomiz JM, Vaquero-Martin J. 3D surgical printing and pre contoured plates for acetabular fractures. *Injury.* 2016;47(11):2507-11.
45. Chandrupatla TR, Belegundu AD, Ramesh T, Ray C. Introduction to finite elements in engineering: Prentice Hall Upper Saddle River, NJ; 2002.
46. Chen YJ, Powers CM. Comparison of three-dimensional patellofemoral joint reaction forces in persons with and without patellofemoral pain. *J Appl Biomech.* 2014;30(4):493-500.
47. Cicuttini FM, Wang YY, Forbes A, Wluka AE, Glisson M. Comparison between patella cartilage volume and radiological assessment of the patellofemoral joint. *Clin Exp Rheumatol.* 2003;21(3):321-6.
48. Clough RW. The Finite Element Method in Plane Stress Analysis: American Society of Civil Engineers; 1960.
49. Cohen ZA, Roglic H, Grelsamer RP, Henry JH, Levine WN, Mow VC, et al. Patellofemoral stresses during open and closed kinetic chain exercises. An analysis using computer simulation. *Am J Sports Med.* 2001;29(4):480-7.
50. Collins NJ, Bierma-Zeinstra SM, Crossley KM, van Linschoten RL, Vicenzino B, van Middelkoop M. Prognostic factors for patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med.* 2013;47(4):227-33.
51. Conlan T, Garth WP, Jr., Lemons JE. Evaluation of the medial soft-tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(5):682-93.
52. Crawford RP, Cann CE, Keaveny TM. Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography. *Bone.* 2003;33(4):744-50.
53. Crossley KM, Stefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM, et al. 2016 Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International

- Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):839-43.
54. D'Lima DD, Fregly BJ, Patil S, Steklov N, Colwell CW, Jr. Knee joint forces: prediction, measurement, and significance. *Proc Inst Mech Eng H*. 2012;226(2):95-102.
 55. D'Lima DD, Steklov N, Patil S, Colwell CW, Jr. The Mark Coventry Award: in vivo knee forces during recreation and exercise after knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(11):2605-11.
 56. Davidovits P. *Physics in Biology and Medicine*: Elsevier/Academic Press; 2008.
 57. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med*. 1998;26(1):59-65.
 58. DeVries Watson NA, Duchman KR, Bollier MJ, Grosland NM. A Finite Element Analysis of Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Iowa Orthop J*. 2015;35:13-9.
 59. Diederichs G, Link TM, Kentenich M, Schwieger K, Huber MB, Burghardt AJ, et al. Assessment of trabecular bone structure of the calcaneus using multi-detector CT: correlation with microCT and biomechanical testing. *Bone*. 2009;44(5):976-83.
 60. Dong X, Zheng G. Automatic extraction of proximal femur contours from calibrated X-ray images using 3D statistical models: an in vitro study. *Int J Med Robot*. 2009;5(2):213-22.
 61. Dye SF. An evolutionary perspective of the knee. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(7):976-83.
 62. Elias JJ, Cosgarea AJ. Computational modeling: an alternative approach for investigating patellofemoral mechanics. *Sports Med Arthrosc*. 2007;15(2):89-94.
 63. Elias JJ, Kilambi S, Cosgarea AJ. Computational assessment of the influence of vastus medialis obliquus function on patellofemoral pressures: model evaluation. *J Biomech*. 2010;43(4):612-7.
 64. Elias JJ, Saranathan A. Discrete element analysis for characterizing the patellofemoral pressure distribution: model evaluation. *J Biomech Eng*. 2013;135(8):81011.
 65. Engel K, Herpers R, Hartmann U. *Biomechanical Computer Models*: INTECH Open Access Publisher; 2011.
 66. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech*. 2012;45(4):625-33.
 67. Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(2):131-54.
 68. Ericson MO, Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Phys Ther*. 1987;67(9):1365-9.
 69. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33(1):127-41.
 70. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30(4):556-69.

71. Ewing JW, America AAoN, Bristol-Myers/Zimmer. Articular cartilage and knee joint function: basic science and arthroscopy: Raven Press; 1990.
72. Eyal S, Blitz E, Shwartz Y, Akiyama H, Schweitzer R, Zelzer E. On the development of the patella. *Development*. 2015;142(10):1831-9.
73. Farahmand F, Senavongse W, Amis AA. Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *J Orthop Res*. 1998;16(1):136-43.
74. Farrokhi S, Keyak JH, Powers CM. Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2011;19(3):287-94.
75. Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ, Powers CM. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy*. 2007;23(5):542-53.
76. Feller JA, Feagin JA, Jr., Garrett WE, Jr. The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1993;1(3-4):184-6.
77. Fernandez JW, Akbarshahi M, Kim HJ, Pandy MG. Integrating modelling, motion capture and x-ray fluoroscopy to investigate patellofemoral function during dynamic activity. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2008;11(1):41-53.
78. Ferrandez L, Usabiaga J, Yubero J, Sagarra J, de No L. An experimental study of the redistribution of patellofemoral pressures by the anterior displacement of the anterior tuberosity of the tibia. *Clin Orthop Relat Res*. 1989(238):183-9.
79. Fitzpatrick CK, Baldwin MA, Ali AA, Laz PJ, Rullkoetter PJ. Comparison of patellar bone strain in the natural and implanted knee during simulated deep flexion. *J Orthop Res*. 2011;29(2):232-9.
80. Fitzpatrick CK, Baldwin MA, Rullkoetter PJ. Computationally efficient finite element evaluation of natural patellofemoral mechanics. *J Biomech Eng*. 2010;132(12):121013.
81. Fitzpatrick CK, Steensen RN, Tumuluri A, Trinh T, Bentley J, Rullkoetter PJ. Computational analysis of factors contributing to patellar dislocation. *J Orthop Res*. 2016;34(3):444-53.
82. Flandry F, Hommel G. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Med Arthrosc*. 2011;19(2):82-92.
83. Fok LA, Schache AG, Crossley KM, Lin YC, Pandy MG. Patellofemoral joint loading during stair ambulation in people with patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2013;65(8):2059-69.
84. Fox AJ, Wanivenhaus F, Rodeo SA. The basic science of the patella: structure, composition, and function. *J Knee Surg*. 2005;25(2):127-41.
85. Fox JM, Pizzo WD. *The Patellofemoral Joint*: McGraw-Hill, Incorporated; 1993.
86. Fregly BJ, Besier TF, Lloyd DG, Delp SL, Banks SA, Pandy MG, et al. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *J Orthop Res*. 2012;30(4):503-13.
87. Friedman AC, Naidich TP. The fabella sign: fabella displacement in synovial effusion and popliteal fossa masses. Normal and abnormal fabello-femoral and fabello-tibial distances. *Radiology*. 1978;127(1):113-21.
88. Friswell M, Mottershead JE. *Finite element model updating in structural dynamics*: Springer Science & Business Media; 1995.

89. Froimson MI, Ratcliffe A, Gardner TR, Mow VC. Differences in patellofemoral joint cartilage material properties and their significance to the etiology of cartilage surface fibrillation. *Osteoarthritis Cartilage*. 1997;5(6):377-86.
90. Frost DM, Cronin J, Newton RU. A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med*. 2010;40(4):303-26.
91. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-88.
92. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004;74(1):3-15.
93. Fukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthop Scand*. 1980;51(6):871-9.
94. Fulkerson JP, Buuck DA. *Disorders of the Patellofemoral Joint*: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
95. Fulkerson JP, Gossling HR. Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. *Clin Orthop Relat Res*. 1980(153):183-8.
96. Fulkerson JP, Hungerford DS. *Disorders of the Patellofemoral Joint*: Williams & Wilkins; 1990.
97. Garbuz DS, Masri BA, Esdaile J, Duncan CP. Classification systems in orthopaedics. *J Am Acad Orthop Surg*. 2002;10(4):290-7.
98. Gardner E, O'Rahilly R. The early development of the knee joint in staged human embryos. *J Anat*. 1968;102(Pt 2):289-99.
99. Glard Y, Jouve JL, Panuel M, Adalian P, Tardieu C, Bollini G. An anatomical and biometrical study of the femoral trochlear groove in the human fetus. *J Anat*. 2005;206(4):411-3.
100. Glaviano NR, Kew M, Hart JM, Saliba S. Demographic and Epidemiological Trends in Patellofemoral Pain. *Int J Sports Phys Ther*. 2015;10(3):281-90.
101. Gobbi A, Mendes JE, Nakamura N. *The Patellofemoral Joint: State of the Art in Evaluation and Management*: Springer Berlin Heidelberg; 2014.
102. Goldstein SA, Coale E, Weiss AP, Grossnickle M, Meller B, Matthews LS. Patellar surface strain. *J Orthop Res*. 1986;4(3):372-7.
103. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. *J Bone Joint Surg Br*. 1976;58(3):287-90.
104. Goudakos IG, Konig C, Schottle PB, Taylor WR, Hoffmann JE, Popplau BM, et al. Regulation of the patellofemoral contact area: an essential mechanism in patellofemoral joint mechanics? *J Biomech*. 2010;43(16):3237-9.
105. Gracitelli GC, Pierami R, Tonelli TA, Falotico GG, Silva FD, Nakama GY, et al. Assessment of Patellar Height Measurement Methods from Digital Radiography. *Rev Bras Ortop*. 2012;47(2):210-3.
106. Graham JM. *Smith's Recognizable Patterns of Human Deformation*: Saunders/Elsevier; 2007.
107. Grelsamer RP, Weinstein CH. Applied biomechanics of the patella. *Clin Orthop Relat Res*. 2001(389):9-14.
108. Gupta S, van der Helm FC, Sterk JC, van Keulen F, Kaptein BL. Development and experimental validation of a three-dimensional finite element model of the human scapula. *Proc Inst Mech Eng H*. 2004;218(2):127-42.

109. Hai-Sheng Yang¹, Tong-Tong Guo¹, Jian-Huang Wu², Xin Ma^{2,3}. Inhomogeneous material property assignment and orientation definition of transverse isotropy of femur. *J Biomedical Science and Engineering*. 2009;2:419-24.
110. Hall BK. *Bones and cartilage: developmental and evolutionary skeletal biology*: Academic Press; 2005.
111. Hansen P, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):54-8.
112. Harbaugh CM, Wilson NA, Sheehan FT. Correlating femoral shape with patellar kinematics in patients with patellofemoral pain. *J Orthop Res*. 2010;28(7):865-72.
113. Harris ML, Morberg P, Bruce WJ, Walsh WR. An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a comparison of K-scan sensor and Fuji film. *J Biomech*. 1999;32(9):951-8.
114. Harris N, Cronin J, Keogh J. Contraction force specificity and its relationship to functional performance. *J Sports Sci*. 2007;25(2):201-12.
115. Hashemi J, Chandrashekar N, Slauterbeck J. The mechanical properties of the human patellar tendon are correlated to its mass density and are independent of sex. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(6):645-52.
116. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. *J Biomech*. 2003;36(1):19-34.
117. Haut RC, Lancaster RL, DeCamp CE. Mechanical properties of the canine patellar tendon: some correlations with age and the content of collagen. *J Biomech*. 1992;25(2):163-73.
118. Hehne HJ. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop Relat Res*. 1990(258):73-85.
119. Heimann T, Meinzer HP. Statistical shape models for 3D medical image segmentation: a review. *Med Image Anal*. 2009;13(4):543-63.
120. Heinlein B, Kutzner I, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder AM, et al. ESB Clinical Biomechanics Award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6-10 months. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009;24(4):315-26.
121. Helgason B, Perilli E, Schileo E, Taddei F, Brynjolfsson S, Viceconti M. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23(2):135-46.
122. Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Siebert M, Welsch F, Vogl T, Graichen H. Patella kinematics and patello-femoral contact areas in patients with genu varum and mild osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(7):704-10.
123. Ho KY, Hu HH, Colletti PM, Powers CM. Running-induced patellofemoral pain fluctuates with changes in patella water content. *Eur J Sport Sci*. 2014;14(6):628-34.
124. Ho KY, Keyak JH, Powers CM. Comparison of patella bone strain between females with and without patellofemoral pain: a finite element analysis study. *J Biomech*. 2014;47(1):230-6.

125. Homminga J, McCreadie BR, Ciarelli TE, Weinans H, Goldstein SA, Huiskes R. Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level. *Bone*. 2002;30(5):759-64.
126. Hong J, Hipp JA, Mulkern RV, Jaramillo D, Snyder BD. Magnetic resonance imaging measurements of bone density and cross-sectional geometry. *Calcif Tissue Int*. 2000;66(1):74-8.
127. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(5):715-24.
128. Huberti HH, Hayes WC, Stone JL, Shybut GT. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *J Orthop Res*. 1984;2(1):49-54.
129. Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *J Anat*. 2000;197 (Pt 2):145-56.
130. Huiskes R, Chao EY. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech*. 1983;16(6):385-409.
131. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res*. 1979(144):9-15.
132. Hungerford DS, Krackow KA, Kenna RV. Total knee arthroplasty: a comprehensive approach: Williams & Wilkins; 1984.
133. Hunter DJ, March L, Sambrook PN. The association of cartilage volume with knee pain. *Osteoarthritis Cartilage*. 2003;11(10):725-9.
134. Hvid I. Mechanical strength of trabecular bone at the knee. *Dan Med Bull*. 1988;35(4):345-65.
135. Ibrahimbegovc A, Brank B. Engineering Structures Under Extreme Conditions: Multi-physics and Multi-scale Computer Models in Non-linear Analysis and Optimal Design: IOS Press; 2005.
136. Imai K. Computed tomography-based finite element analysis to assess fracture risk and osteoporosis treatment. *World J Exp Med*. 2015;5(3):182-7.
137. International IG. Finite Element Analysis: Webster's Timeline History, 1966 - 2007: ICON Group International.
138. Kahn J, Shwartz Y, Blitz E, Krief S, Sharir A, Breitel DA, et al. Muscle contraction is necessary to maintain joint progenitor cell fate. *Dev Cell*. 2009;16(5):734-43.
139. Kaplan EB. Some aspects of functional anatomy of the human knee joint. *Clin Orthop*. 1962;23:18-29.
140. Katchburian MV, Bull AM, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop Relat Res*. 2003(412):241-59.
141. Katsamanis F, Raftopoulos DD. Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique. *J Biomech*. 1990;23(11):1173-84.
142. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am*. 1971;53(8):1551-60.
143. Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, Chao EY. Physiological prediction of muscle forces--II. Application to isokinetic exercise. *Neuroscience*. 1991;40(3):793-804.
144. Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, Morrey BF, Chao EY. Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *Am J Sports Med*. 1991;19(3):305-16.
145. Khennane A. Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB® and Abaqus: Taylor & Francis; 2013.

146. Kia M, Stylianou AP, Guess TM. Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials. *Med Eng Phys*. 2014;36(3):335-44.
147. Kim HJ, Fernandez JW, Akbarshahi M, Walter JP, Fregly BJ, Pandy MG. Evaluation of predicted knee-joint muscle forces during gait using an instrumented knee implant. *J Orthop Res*. 2009;27(10):1326-31.
148. Kim HK, Shiraj S, Anton C, Horn PS. The patellofemoral joint: do age and gender affect skeletal maturation of the osseous morphology in children? *Pediatr Radiol*. 2014;44(2):141-8.
149. Kobayashi K, Hosseini A, Sakamoto M, Qi W, Rubash HE, Li G. In vivo kinematics of the extensor mechanism of the knee during deep flexion. *J Biomech Eng*. 2013;135(8):81002.
150. Komistek RD, Kane TR, Mahfouz M, Ochoa JA, Dennis DA. Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *J Biomech*. 2005;38(2):215-28.
151. Konno T, Onodera T, Nishio Y, Kasahara Y, Iwasaki N, Majima T. Correlation between knee kinematics and patellofemoral contact pressure in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014;29(12):2305-8.
152. Koyuncu E, Cankara N, Sulak O, Ozguner G, Albay S. The morphometry of patella and patellar ligament during the fetal period. *Clin Anat*. 2011;24(2):225-31.
153. Krug R, Burghardt AJ, Majumdar S, Link TM. High-resolution imaging techniques for the assessment of osteoporosis. *Radiol Clin North Am*. 2010;48(3):601-21.
154. Lancourt JE, Cristini JA. Patella alta and patella infera. Their etiological role in patellar dislocation, chondromalacia, and apophysitis of the tibial tubercle. *J Bone Joint Surg Am*. 1975;57(8):1112-5.
155. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SM, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2013;47(4):193-206.
156. Lankhorst NE, Damen J, Oei EH, Verhaar JA, Kloppenburg M, Bierma-Zeinstra SM, et al. Incidence, prevalence, natural course and prognosis of patellofemoral osteoarthritis: the Cohort Hip and Cohort Knee study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2016.
157. Lankhorst NE, van Middelkoop M, Crossley KM, Bierma-Zeinstra SM, Oei EH, Vicenzino B, et al. Factors that predict a poor outcome 5-8 years after the diagnosis of patellofemoral pain: a multicentre observational analysis. *Br J Sports Med*. 2016;50(14):881-6.
158. Lee TQ, Gerken AP, Glaser FE, Kim WC, Anzel SH. Patellofemoral joint kinematics and contact pressures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1997(340):257-66.
159. Leszko F, Sharma A, Komistek RD, Mahfouz MR, Cates HE, Scuderi GR. Comparison of in vivo patellofemoral kinematics for subjects having high-flexion total knee arthroplasty implant with patients having normal knees. *J Arthroplasty*. 2010;25(3):398-404.
160. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am*. 1968;50(8):1535-48.
161. Liebl H, Garcia EG, Holzner F, Noel PB, Burkart R, Rummeny EJ, et al. In-vivo assessment of femoral bone strength using Finite Element Analysis (FEA)

- based on routine MDCT imaging: a preliminary study on patients with vertebral fractures. *PLoS One*. 2015;10(2):e0116907.
162. Lin YC, Walter JP, Banks SA, Pandy MG, Fregly BJ. Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait. *J Biomech*. 2010;43(5):945-52.
 163. Linde F, Norgaard P, Hvid I, Odgaard A, Soballe K. Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate. *J Biomech*. 1991;24(9):803-9.
 164. Livesley RK. *Finite Elements: An Introduction for Engineers*: Cambridge University Press; 1983.
 165. M A. Díez Ulloa JCF. Problemas mecánicos de la rodilla. *Revista Española Cirugía Ortopédica y Traumatología*. 1998;42.
 166. Mahesh M. *MDCT Physics: The Basics: Technology, Image Quality and Radiation Dose*: Wolters Kluwer Health; 2012.
 167. Manzotti A, Alde S, Pullen C, Cerveri P, Confalonieri N. Spontaneous patella fracture associated with anterior tibial tubercle pseudarthrosis in a revised knee replacement following knee arthrodesis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013;14:317.
 168. Maquet P. [Biomechanics of the patello-femoral joint]. *Acta Orthop Belg*. 1978;44(1):41-54.
 169. Masouros SD, Bull A.M.J., Amis A.A. Biomechanics of the knee joint. *Orthopaedics and Trauma*. 2010;24:84-91.
 170. Masouros SD, McDermott ID, Amis AA, Bull AM. Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2008;16(12):1121-32.
 171. Matthews LS, Sonstegard DA, Henke JA. Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop Scand*. 1977;48(5):511-6.
 172. Matthews M, Rathleff MS, Claus A, McPoil T, Nee R, Crossley K, et al. Can we predict the outcome for people with patellofemoral pain? A systematic review on prognostic factors and treatment effect modifiers. *Br J Sports Med*. 2016.
 173. Meachim G, Bentley G, Baker R. Effect of age on thickness of adult patellar articular cartilage. *Ann Rheum Dis*. 1977;36(6):563-8.
 174. Merican AM, Amis AA. Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(4):527-34.
 175. Merida-Velasco JA, Sanchez-Montesinos I, Espin-Ferra J, Rodriguez-Vazquez JF, Merida-Velasco JR, Jimenez-Collado J. Development of the human knee joint. *Anat Rec*. 1997;248(2):269-78.
 176. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee*. 2005;12(6):424-34.
 177. Miller WE. Kinesiology. I. The semantics and application of forces involved in the human body in motion. *Am J Sports Med*. 1981;9(5):342-4.
 178. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res*. 2001;19(5):834-40.
 179. Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *J Biomech*. 2003;36(7):897-904.
 180. Morra EA. GA. Patello-femoral replacement polymer stress during daily activities : A finite element study. 56th Annual Meeting of the AAOS; 2006; Chicago2006.
 181. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech*. 1970;3(1):51-61.

182. Myer GD, Ford KR, Di Stasi SL, Foss KD, Micheli LJ, Hewett TE. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: is PFP itself a predictor for subsequent ACL injury? *Br J Sports Med.* 2015;49(2):118-22.
183. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrao AF. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(9):1747-55.
184. Nencini S, Ivanusic JJ. The Physiology of Bone Pain. How Much Do We Really Know? *Front Physiol.* 2016;7:157.
185. Nester CJ, Hutchins S, Bowker P. Shank rotation: A measure of rearfoot motion during normal walking. *Foot Ankle Int.* 2000;21(7):578-83.
186. Ng Man Sun S, Gillott E, Bhamra J, Briggs T. Implant use for primary hip and knee arthroplasty: are we getting it right first time? *J Arthroplasty.* 2013;28(6):908-12.
187. Nisell R. Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1985;216:1-42.
188. Noehren B, Barrance PJ, Pohl MP, Davis IS. A comparison of tibiofemoral and patellofemoral alignment during a neutral and valgus single leg squat: an MRI study. *Knee.* 2012;19(4):380-6.
189. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2005;13(7):510-5.
190. Norrie DH, De Vries G. *An Introduction to Finite Element Analysis: Academic Press;* 1978.
191. O'Brien TD, Reeves ND, Baltzopoulos V, Jones DA, Maganaris CN. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *J Biomech.* 2010;43(6):1190-5.
192. Ogden JA. Radiology of postnatal skeletal development. XI. The first cervical vertebra. *Skeletal Radiol.* 1984;12(1):12-20.
193. Ohashi Y, Koshino T, Ohashi Y. Clinical features and classification of bipartite or tripartite patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18(11):1465-9.
194. Pahr DH, Zysset PK. A comparison of enhanced continuum FE with micro FE models of human vertebral bodies. *J Biomech.* 2009;42(4):455-62.
195. Patsch JM, Burghardt AJ, Kazakia G, Majumdar S. Noninvasive imaging of bone microarchitecture. *Ann N Y Acad Sci.* 2011;1240:77-87.
196. Perez RM, Chana FR, Vaquero JM. [Utility of 3D computed tomography for the surgical planning of pelvic fractures]. *Acta Ortop Mex.* 2010;24(5):306-11.
197. Perez-Mananes R, Burro JA, Manaute JR, Rodriguez FC, Martin JV. 3D Surgical Printing Cutting Guides for Open-Wedge High Tibial Osteotomy: Do It Yourself. *J Knee Surg.* 2016.
198. Pietruszczak S, Mroz Z. Finite element analysis of deformation of strain - softening materials. *International Journal for Numerical Methods in Engineering.* 1981;17(3):327-34.
199. Poelert S, Valstar E, Weinans H, Zadpoor AA. Patient-specific finite element modeling of bones. *Proc Inst Mech Eng H.* 2013;227(4):464-78.
200. Post WR. Anterior knee pain: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13(8):534-43.

201. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40(2):42-51.
202. Powers CM, Chen YJ, Scher I, Lee TQ. The influence of patellofemoral joint contact geometry on the modeling of three dimensional patellofemoral joint forces. *J Biomech.* 2006;39(15):2783-91.
203. Pritchett JW. The incidence of fabellae in osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(9):1379-80.
204. Quenneville CE, Dunning CE. Development of a finite element model of the tibia for short-duration high-force axial impact loading. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2011;14(2):205-12.
205. Ramos A, Simoes JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Med Eng Phys.* 2006;28(9):916-24.
206. Rathleff MS, Rathleff CR, Crossley KM, Barton CJ. Is hip strength a risk factor for patellofemoral pain? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2014;48(14):1088.
207. Rathleff MS, Samani A, Olesen JL, Roos EM, Rasmussen S, Christensen BH, et al. Neuromuscular activity and knee kinematics in adolescents with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(9):1730-9.
208. Reddy JN. *An Introduction to Nonlinear Finite Element Analysis: with applications to heat transfer, fluid mechanics, and solid mechanics:* OUP Oxford; 2014.
209. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(3):351-6.
210. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972;43(2):126-37.
211. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993;26(2):111-9.
212. Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Med Eng Phys.* 1995;17(5):347-55.
213. Roddy KA, Prendergast PJ, Murphy P. Mechanical influences on morphogenesis of the knee joint revealed through morphological, molecular and computational analysis of immobilised embryos. *PLoS One.* 2011;6(2):e17526.
214. Rodriguez-Merchan EC. Surgical treatment of isolated patellofemoral osteoarthritis. *HSS J.* 2014;10(1):79-82.
215. Rogge RD, Adams BD, Goel VK. An analysis of bone stresses and fixation stability using a finite element model of simulated distal radius fractures. *J Hand Surg Am.* 2002;27(1):86-92.
216. Ron E. Cancer risks from medical radiation. *Health Phys.* 2003;85(1):47-59.
217. Sakai N, Luo Z-P, Rand JA, An K-N. Quadriceps forces and patellar motion in the anatomical model of the patellofemoral joint. *The Knee.* 1996;3(1):1-7.
218. Salsich GB, Ward SR, Terk MR, Powers CM. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. *Clin Orthop Relat Res.* 2003(417):277-84.
219. Sanchis-Olmos V. Nota previa sobre la patelectomía experimental. *Cirugía aplicada al aparato locomotor.* 1946;3:72-84.
220. Sarkalkan N, Weinans H, Zadpoor AA. Statistical shape and appearance models of bones. *Bone.* 2014;60:129-40.

221. Sathiyakumar V, Jahangir AA, Mir HR, Obremskey WT, Lee YM, Apfeld JC, et al. The prevalence and costs of defensive medicine among orthopaedic trauma surgeons: a national survey study. *J Orthop Trauma*. 2013;27(10):592-7.
222. Schellenberg F, Oberhofer K, Taylor WR, Lorenzetti S. Review of Modelling Techniques for In Vivo Muscle Force Estimation in the Lower Extremities during Strength Training. *Comput Math Methods Med*. 2015;2015:483921.
223. Schindler OS, Scott WN. Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: The native patella. *Acta Orthop Belg*. 2011;77(4):421-31.
224. Scuderi GR. *The Patella*: Springer; 1995.
225. Scuderi GR, Insall JN, Scott NW. Patellofemoral Pain After Total Knee Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 1994;2(5):239-46.
226. Shim VB, Pitto RP, Streicher RM, Hunter PJ, Anderson IA. Development and validation of patient-specific finite element models of the hemipelvis generated from a sparse CT data set. *J Biomech Eng*. 2008;130(5):051010.
227. Shirazi R, Shirazi-Adl A, Hurtig M. Role of cartilage collagen fibrils networks in knee joint biomechanics under compression. *J Biomech*. 2008;41(16):3340-8.
228. Shirazi-Adl A, Mesfar W. Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(3):344-51.
229. Smidt GL. Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech*. 1973;6(1):79-92.
230. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports*. 2001;11(2):64-80.
231. Song CY, Lin JJ, Jan MH, Lin YF. The role of patellar alignment and tracking in vivo: the potential mechanism of patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther Sport*. 2011;12(3):140-7.
232. Speirs AD, Heller MO, Duda GN, Taylor WR. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *J Biomech*. 2007;40(10):2318-23.
233. Sreirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2010;21(3):425-32.
234. Stathopulu E, Baildam E. Anterior knee pain: a long-term follow-up. *Rheumatology (Oxford)*. 2003;42(2):380-2.
235. Staubli HU, Durrenmatt U, Porcellini B, Rauschnig W. Anatomy and surface geometry of the patellofemoral joint in the axial plane. *J Bone Joint Surg Br*. 1999;81(3):452-8.
236. Stearns KM, Keim RG, Powers CM. Influence of relative hip and knee extensor muscle strength on landing biomechanics. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(5):935-41.
237. Stein E. *The History of Theoretical, Material and Computational Mechanics - Mathematics Meets Mechanics and Engineering*: Springer Berlin Heidelberg; 2013.
238. Steindler A. *Kinesiology: Of the Human Body Under Normal and Pathological Conditions*: Charles C. Thomas Publisher, Limited; 1977.
239. Strobel M, Brug E, Stedtfeld HW. *Diagnostik des Kniegelenkes*: Springer Berlin Heidelberg; 2013.
240. Szabó B, Babuška I. *Introduction to Finite Element Analysis: Formulation, Verification and Validation*: Wiley; 2011.
241. Taddei F, Cristofolini L, Martelli S, Gill HS, Viceconti M. Subject-specific finite element models of long bones: An in vitro evaluation of the overall accuracy. *J Biomech*. 2006;39(13):2457-67.

242. Tadepalli SC, Erdemir A, Cavanagh PR. Comparison of hexahedral and tetrahedral elements in finite element analysis of the foot and footwear. *J Biomech.* 2011;44(12):2337-43.
243. Tajima K, Chen KK, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. *Dent Mater J.* 2009;28(2):219-26.
244. Tardieu C, Dupont JY. [The origin of femoral trochlear dysplasia: comparative anatomy, evolution, and growth of the patellofemoral joint]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2001;87(4):373-83.
245. Tardieu C, Trinkaus E. Early ontogeny of the human femoral bicondylar angle. *Am J Phys Anthropol.* 1994;95(2):183-95.
246. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(3):235-40.
247. Tom A, Fulkerson JP. Restoration of native medial patellofemoral ligament support after patella dislocation. *Sports Med Arthrosc.* 2007;15(2):68-71.
248. Trabelsi N, Yosibash Z. Patient-specific finite-element analyses of the proximal femur with orthotropic material properties validated by experiments. *J Biomech Eng.* 2011;133(6):061001.
249. Tuncer M, Hansen UN, Amis AA. Prediction of structural failure of tibial bone models under physiological loads: effect of CT density-modulus relationships. *Med Eng Phys.* 2014;36(8):991-7; discussion
250. Turner CH, Chandran A, Pidaparti RM. The anisotropy of osteonal bone and its ultrastructural implications. *Bone.* 1995;17(1):85-9.
251. Utting MR, Davies G, Newman JH. Is anterior knee pain a predisposing factor to patellofemoral osteoarthritis? *Knee.* 2005;12(5):362-5.
252. van Jonbergen HP, Innocenti B, Gervasi GL, Labey L, Verdonchot N. Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study. *J Orthop Surg Res.* 2012;7:28.
253. Vaquero J, Arriaza R. The patella thinning osteotomy. An experimental study of a new technique for reducing patellofemoral pressure. *Int Orthop.* 1992;16(4):372-6.
254. Vaquero J, Calvo JA, Chana F, Perez-Mananes R. The patellar thinning osteotomy in patellofemoral arthritis: four to 18 years' follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(10):1385-91.
255. Vaquero Martín J. AR. La medición presiones femoro-patelares aplicada a la osteotomía de adelgazamiento de la rótula. *Biomecánica.* 1997;9:115-9.
256. Verhulp E, van Rietbergen B, Muller R, Huiskes R. Indirect determination of trabecular bone effective tissue failure properties using micro-finite element simulations. *J Biomech.* 2008;41(7):1479-85.
257. Viceconti M. A comparative study on different methods of automatic mesh generation of human femurs. *Medical Engineering and Physics* 20 (1998): 1-10. *Med Eng Phys.* 2000;22(5):379-80.
258. Walker PS. *Human Joints and Their Artificial Replacements*: Charles C. Thomas; 1977.
259. Walmsley R. The development of the patella. *J Anat.* 1940;74(Pt 3):360-8 3.
260. Wang J, Antony B, Zhu Z, Han W, Pan F, Wang X, et al. Association of patellar bone marrow lesions with knee pain, patellar cartilage defect and patellar cartilage

- volume loss in older adults: a cohort study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2015;23(8):1330-6.
261. Wang J, Tao K, Li H, Wang C. Modelling and analysis on biomechanical dynamic characteristics of knee flexion movement under squatting. *ScientificWorldJournal*. 2014;2014:321080.
262. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(1):56-62.
263. Waryasz GR, McDermott AY. Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dyn Med*. 2008;7:9.
264. Weckstrom M, Parviainen M, Pihlajamaki HK. Excision of painful bipartite patella: good long-term outcome in young adults. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(11):2848-55.
265. Wendt PP, Johnson RP. A study of quadriceps excursion, torque, and the effect of patellectomy on cadaver knees. *J Bone Joint Surg Am*. 1985;67(5):726-32.
266. Werner S. Anterior knee pain: an update of physical therapy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(10):2286-94.
267. Wiberg G. Roentgenographs and anatomic studies on the femoropatellar joint: with special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthopaedica*. 1941;12(1-4):319-410.
268. Wilharm A, Dermitas T, Hurschler C, Ostermeier S, Wirth CJ, Bohnsack M. [Effects of harvesting the central third of the patella tendon on the kinetics of the knee joint and the retropatellar pressure]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2006;144(1):102-7.
269. Wilharm A, Hurschler C, Dermitas T, Bohnsack M. Use of Tekscan K-scan sensors for retropatellar pressure measurement avoiding errors during implantation and the effects of shear forces on the measurement precision. *Biomed Res Int*. 2013;2013:829171.
270. Wilson DR, Apreleva MV, Eichler MJ, Harrold FR. Accuracy and repeatability of a pressure measurement system in the patellofemoral joint. *J Biomech*. 2003;36(12):1909-15.
271. Wirtz DC, Schiffers N, Pandorf T, Radermacher K, Weichert D, Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *J Biomech*. 2000;33(10):1325-30.
272. Witvrouw E, Callaghan MJ, Stefanik JJ, Noehren B, Bazett-Jones DM, Willson JD, et al. Patellofemoral pain: consensus statement from the 3rd International Patellofemoral Pain Research Retreat held in Vancouver, September 2013. *Br J Sports Med*. 2014;48(6):411-4.
273. Woo SL, Gomez MA, Amiel D, Ritter MA, Gelberman RH, Akeson WH. The effects of exercise on the biomechanical and biochemical properties of swine digital flexor tendons. *J Biomech Eng*. 1981;103(1):51-6.
274. Wyndow N, Collins N, Vicenzino B, Tucker K, Crossley K. Is There a Biomechanical Link Between Patellofemoral Pain and Osteoarthritis? A Narrative Review. *Sports Med*. 2016.
275. Yang H, Ma X, Guo T. Some factors that affect the comparison between isotropic and orthotropic inhomogeneous finite element material models of femur. *Med Eng Phys*. 2010;32(6):553-60.
276. Yosibash Z, Padan R, Joskowicz L, Milgrom C. A CT-based high-order finite element analysis of the human proximal femur compared to in-vitro experiments. *J Biomech Eng*. 2007;129(3):297-309.

277. Young HD, Freedman RA, Ford AL. Sears and Zemansky's University Physics: Addison-Wesley; 2008.
278. Young HD, Freedman RA, Ford AL. Sears and Zemansky's University Physics: With Modern Physics: Addison-Wesley; 2012.
279. Zadpoor AA. Open forward and inverse problems in theoretical modeling of bone tissue adaptation. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013;27:249-61.
280. Zadpoor AA, Weinans H. Patient-specific bone modeling and analysis: the role of integration and automation in clinical adoption. *J Biomech*. 2015;48(5):750-60.
281. Zaffagnini S, Dejour D, Arendt EA. Patellofemoral Pain, Instability, and Arthritis: Clinical Presentation, Imaging, and Treatment: Springer Berlin Heidelberg; 2010.
282. Zaffagnini S, Dejour D, Grassi A, Bonanzinga T, Marcheggiani Muccioli GM, Colle F, et al. Patellofemoral anatomy and biomechanics: current concepts. *Joints*. 2013;1(2):15-20.
283. Zelzer E, Blitz E, Killian ML, Thomopoulos S. Tendon-to-bone attachment: from development to maturity. *Birth Defects Res C Embryo Today*. 2014;102(1):101-12.
284. Zernicke RF, Garhammer J, Jobe FW. Human patellar-tendon rupture. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(2):179-83.
285. Zienkiewicz OC, Taylor RL. The finite element method: solid mechanics: Butterworth-heinemann; 2000.